

**LUCIANO DE MORAES**

**CONTRIBUIÇÃO PARA A FUNCIONALIDADE E A  
SEGURANÇA EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA:  
UMA ABORDAGEM PARA A QUALIDADE DA IMAGEM**

**FLORIANÓPOLIS**

**2003**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA  
ELÉTRICA**

**CONTRIBUIÇÃO PARA A FUNCIONALIDADE E A  
SEGURANÇA EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA:  
UMA ABORDAGEM PARA A QUALIDADE DA IMAGEM**

Dissertação submetida à  
Universidade Federal de Santa Catarina  
como parte dos requisitos para a  
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

**LUCIANO DE MORAES**

Florianópolis, Março de 2003.

# **CONTRIBUIÇÃO PARA A FUNCIONALIDADE E A SEGURANÇA EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA: UMA ABORDAGEM PARA A QUALIDADE DA IMAGEM**

LUCIANO DE MORAES

‘Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.’

---

Prof. Renato Garcia Ojeda, EE, Dr.  
Orientador

---

Prof. Edson Roberto De Pieri, Dr.

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:

---

Prof. Renato Garcia Ojeda, EE, Dr. (Presidente)

---

Prof. Fernando Mendes de Azevedo, EE, Dr.

---

Prof. Adroaldo Raizer, EE, Dr.

---

Sérgio Marcondes Brincas, Médico Radiologista

## ***DEDICATÓRIA***

**Dedico aos meus pais, as suas bênçãos serão sempre as  
orientações da minha vida.**

## ***AGRADECIMENTOS***

**Agradeço a todos os amigos do IEB que, direta ou indiretamente, me apoiaram e orientaram no transcorrer da pesquisa. Marcos Lucatelli, Edileusa, Kleide, Sylara, Erlon, Fábio Kolzer, Ana Cláudia, Léo, Joel, Humberto, Márcio, Euler, Flávio, Patrícia, Caliari, Raul, Marisete, Carlos Pantaleão, Bruno, Gisele, Domingos, Hélio, Wilson, Ana Paula, Cossalter, Tarso, Luciane, Angélica, Renan, Luiz Antônio, Sabrina, Vânia ... realmente são amigos que estimulam o espírito humano.**

**Agradeço a todos os médicos e profissionais da área da saúde que contribuíram para a pesquisa, em especial ao Sérgio Marcondes Brincas, a Maria Dolores da Silva (Dodô), ao Osvaldo e ao Walter Brandestetter Júnior.**

**Agradeço ao professor Renato Garcia pela sua orientação e pela oportunidade em realizar este trabalho.**

**Ao CNPQ, com seu apoio financeiro.**

**E a todos que, de uma maneira ou outra, sempre se fizeram presentes na hora oportuna.**

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

# **CONTRIBUIÇÃO PARA A FUNCIONALIDADE E A SEGURANÇA EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA: UMA ABORDAGEM PARA A QUALIDADE DA IMAGEM**

**Luciano de Moraes**

Março/2003

Orientador: Prof. Renato Garcia Ojeda, EE, Dr.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Palavras-chave: imagem por ressonância magnética, IRM, qualidade de imagem, segurança.

Número de Páginas: 157.

**RESUMO:** A imagem por ressonância magnética (IRM) apresenta no Brasil um crescente potencial de aplicações ainda não totalmente explorado. Por causa disto, torna-se necessário assegurar as condições da funcionalidade com o enfoque na qualidade da imagem, técnica e clínica, e da segurança ao paciente e funcionários envolvidos nos serviços de IRM. Este trabalho tem como objetivo, proporcionar um aporte para a Engenharia Clínica (EC) na gestão de tecnologia médico-hospitalar (GTMH), através da elaboração de uma proposta de metodologia que permita verificar as condições da qualidade da imagem e da segurança nos serviços de IRM e, de referencial teórico em futuras elaborações de procedimentos de ensaios. Primeiramente, discutem-se as características necessárias para a qualidade da imagem e, depois, abordam-se os aspectos de segurança, analisando-se a literatura técnica e a norma internacional IEC 60601-2-33:2002 (*Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis*). Com os resultados obtidos na aplicação da metodologia em um estabelecimento assistencial de saúde (EAS) de Santa Catarina, percebeu-se que a metodologia proposta mostra-se útil na avaliação qualitativa do uso dessa tecnologia, por fornecer um diagnóstico geral dos ensaios, calibrações, recursos humanos e políticas de segurança empregados pela instituição e, por permitir identificar ações para a melhoria desses serviços, caracterizando um dos aspectos da GTMH.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

# **CONTRIBUTION FOR THE FUNCTIONALITY AND THE SAFETY IN MAGNETIC RESONANCE: AN APPROACH FOR THE QUALITY OF THE IMAGE**

**Luciano de Moraes**

March/2003

Advisor: Prof. Renato Garcia Ojeda, EE, Dr.

Area of Concentration: Biomedical Engineering.

Keywords:magnetic resonance imaging, MRI, image quality, safety.

Number of Pages: 157.

**ABSTRACT:** The magnetic resonance imaging (MRI) presents in Brazil a crescent potential of applications still not totally explored. For that reason it becomes necessary to assure the conditions of the functionality with the focus in the image quality, technique and clinic, and safety to the patient and employees involved in the services of MRI. This work has as objective, to provide a contribution for the Clinical Engineering (CE) in the medical technology management, through the elaboration of a methodology proposal that allows to verify the conditions of the image quality and of the safety in the services of MRI and, of theoretical referencial in future elaborations of procedures of tests. Firstly, it is discussed the necessary characteristics for the image quality and ,later, it is approached safety's aspects, being analyzed the technical literature and the international norm IEC 60601-2-33:2002 (*Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis*). With the obtained results in the application of the methodology in an health assistance establishment (HAE) of Santa Catarina, it was noticed that the proposed methodology is shown useful in the qualitative evaluation of the use that technology, for supplying a general overview of the tests, calibrations, human resources and politics of safety used by the institution, and for allowing to identify actions for the improvement of these services, characterizing one of the aspects of medical technology management.

# SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS .....	xiv
LISTA DE TABELAS .....	xvii
LISTA DE QUADROS .....	xviii
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Histórico e Estado da Arte.....	1
1.2. Justificativa e Importância do Tema.....	6
1.3. Objetivos da Pesquisa.....	7
1.3.1. Geral .....	7
1.3.2. Específico .....	7
1.4. Delimitação do Assunto .....	8
1.5. Metodologia.....	8
1.6. Artigo Publicado.....	8
1.7. Estrutura da Dissertação .....	9
2. PRINCÍPIOS BÁSICOS DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	10
2.1. Alinhamento, Precessão e Ressonância.....	10
2.2. As Conseqüências da Ressonância.....	15
2.3. A Importância da Homogeneidade do Campo Magnético Estático .....	16
2.4. O Sinal de IRM.....	19
2.4.1. Densidade de Prótons .....	20
2.4.2. Relaxamento ou Recuperação T1 .....	20
2.4.3. O Sinal do Decaimento de Indução Livre (DIL) .....	22
2.4.4. Relaxamento ou Declínio T2 e T2* .....	23
2.5. Suscetibilidade Magnética.....	26
2.5.1. Paramagnetismo .....	27
2.5.2. Superparamagnetismo .....	27
2.5.3. Ferromagnetismo .....	27
2.6. Meios de Contraste .....	27
2.7. Ponderação da Imagem.....	27
2.8. Formação e Codificação das Imagens .....	28
2.8.1. Pixels .....	28
2.8.2. Voxels.....	29
2.8.3. Matriz .....	29



2.8.4. Campo de Visão (CDV) .....	29
2.8.5. Gradientes do Campo Magnético .....	30
2.8.6. Formação de Imagens pela Transformada de Fourier Bidimensional (TF-2D) .....	30
2.8.7. Seleção de Cortes .....	30
2.8.8. Codificação de Fase .....	31
2.8.9. Codificação de Frequência .....	31
2.8.10. Matriz de Formação das Imagens .....	32
3. INSTRUMENTOS E EQUIPAMENTOS .....	35
3.1. Campo Magnético Principal .....	36
3.1.1. Magnetos Permanentes .....	37
3.1.2. Eletromagnetos .....	38
3.1.2.1. Eletromagnetos Solenóides .....	38
3.1.2.2. Magnetos de Resistência com Núcleo de Ar .....	38
3.1.2.3. Magnetos de Resistência com Núcleo de Ferro (Híbridos) .....	39
3.1.2.4. Magnetos Supercondutores .....	40
3.1.3. Campos Marginais .....	41
3.1.4. Isolamento .....	42
3.1.5. Bobinas de Reforço .....	42
3.2. Sistemas de Bobinas Gradiente do Campo Magnético .....	42
3.2.1. Amplitude da Bobina de Gradiente de Campo .....	44
3.2.2. Tempo de Elevação da Bobina de Gradiente de Campo .....	44
3.2.3. Ciclo de Tarefa da Bobina de Gradiente de Campo .....	45
3.3. Sistema de Bobina de Radiofrequência .....	45
3.3.1. Bobinas Transmissoras de RF .....	46
3.3.2. Bobinas Receptoras de RF .....	46
3.3.3. Tipos de Bobinas de RF .....	46
3.3.3.1. Bobinas de Volume .....	47
3.3.3.2. Bobinas de Superfície .....	47
3.3.3.3. Bobinas em Arranjo de Fase .....	48
3.3.3.4. Bobina Circunferencial .....	49
3.4. A Unidade de Controle de Pulsos .....	50
3.5. Interface com o Operador .....	50
4. QUALIDADE DA IMAGEM .....	51

4.1. Abordagem Clínica da Qualidade da Imagem.....	51
4.1.1 Contraste.....	51
4.1.1.1. Tipos de Sequência de Pulsos.....	52
4.1.1.2. Tempo de Repetição (TR) .....	53
4.1.1.3. Tempo de Eco (TE) .....	54
4.1.1.4. Comprimento de Trens de Eco (CTE).....	55
4.1.1.5. Tempo de Eco Efetivo (TEE).....	55
4.1.1.6. Tempo de Inversão (TI).....	56
4.1.1.7. Ângulo de Inclinação.....	56
4.1.1.8. Meios de Contraste .....	57
4.1.1.9. Taxas de Relaxamento.....	57
4.1.1.10. Densidade de Prótons .....	58
4.1.1.11. Fluxo.....	58
4.1.2. Resolução Espacial.....	59
4.1.2.1. Pixels .....	59
4.1.2.1.1. Dimensão do Pixel.....	59
4.1.2.2. Voxels.....	60
4.1.2.2.1. Espessura de Corte .....	60
4.1.2.2.2. Espaçamento entre Cortes (Gap).....	60
4.1.2.3. Matriz .....	61
4.1.2.4. Campo de Visão (CDV) .....	62
4.1.2.5. Técnicas de Escaneamento Rápidas .....	64
4.1.2.5.1. Comprimento de Trem de Ecos (CTE).....	64
4.1.2.5.2. Espaçamento de Trem de Ecos (ETE).....	65
4.1.3. Relação Sinal-Ruído (RSR).....	65
4.1.3.1. Densidade de Prótons .....	66
4.1.3.2. Homogeneidade do Campo .....	66
4.1.3.3. Espaçamento entre Cortes (Gap) .....	66
4.1.3.4. Volume do Voxel .....	66
4.1.3.5. Espessura do Corte .....	67
4.1.3.6. Tempo de Repetição (TR) .....	67
4.1.3.7. Tempo de Eco (TE) .....	67
4.1.3.8. Ângulo de Inclinação.....	68

4.1.3.9. Número de Aquisições (NEX).....	68
4.1.3.10. Tamanho da Matriz.....	69
4.1.3.11. Campo de Visão (CDV) .....	69
4.1.3.12. Largura da Faixa de Recepção.....	69
4.1.3.13. Técnicas de Redução de Artefatos.....	70
4.1.3.14. Tipo de Bobina .....	71
4.1.4. O Tempo de Exame .....	71
4.2. Abordagem Técnica da Qualidade da Imagem.....	72
4.2.1. Relação Sinal Ruído (RSR) .....	72
4.2.2. Uniformidade da Imagem.....	74
4.2.3. Distorção Geométrica .....	75
4.2.4. Resolução Espacial .....	76
4.2.5. Imagem Dupla ou Fantasma .....	77
4.2.6. A Espessura e a Posição do Corte .....	78
5. ASPECTOS DE SEGURANÇA ELÉTRICA E BIOLÓGICA EM IRM .....	79
5.1. Introdução.....	79
5.2. Efeitos Biológicos de Campos Magnéticos Estáticos.....	81
5.2.1. Efeitos nas Células Nervosas.....	81
5.2.2. Efeitos no Músculo Cardíaco .....	81
5.2.3. Efeitos de Temperatura.....	82
5.2.4. Campos Marginais.....	82
5.3. Efeitos Biológicos dos Gradientes de Campo Magnético .....	82
5.3.1. Efeitos nas Células Nervosas.....	83
5.3.2. Efeitos no Músculo Cardíaco .....	84
5.3.3. Magnetofosfenos .....	84
5.3.4. Outras Considerações de Segurança para Gradientes de Campo Magnético ....	84
5.4. Efeitos Biológicos de Campos Eletromagnéticos de Radiofrequência .....	84
5.5. Considerações de Segurança aos Ruídos Acústicos .....	85
5.6. Considerações de Segurança sobre os Criogênicos ( <i>Quenching</i> ) .....	86
5.7. Considerações de Segurança para Implantes, Materiais e Dispositivos Biomédicos	87
5.8. Considerações de Segurança quanto às Pacientes e às Funcionárias Grávidas dentro do Ambiente de IRM .....	89
5.9. Problemas de Claustrofobia, Ansiedade e Doença do Pânico em IRM.....	89

5.10. Segurança na Monitorização de Parâmetros Fisiológicos durante a Obtenção de Imagens em IRM .....	90
5.11. Considerações de Segurança para as Substâncias Agentes de Contraste em IRM.	91
5.12. Prescrições de Segurança Conforme a Norma IEC 60601-2-33:2002 .....	91
5.12.1 Objetivos.....	92
5.12.2. Terminologia .....	92
5.12.3. Modos de Operação dos Sistemas de IRM.....	92
5.12.4. Limites de SAR .....	93
5.12.5. Saída Máxima das Bobinas Gradientes de Campo .....	93
5.12.6. <i>Quench</i> e Unidade de Interrupção de Emergência .....	95
5.12.7. Documentos Acompanhantes .....	95
5.12.8. Prescrições para a Supervisão e Emergência Médica.....	96
5.12.9. Exposição Ocupacional .....	96
5.12.10. Ruído Acústico .....	97
5.12.11. Área de Acesso Controlado .....	97
5.12.12. Líquidos e Gases Criogênicos .....	97
5.12.13. Garantia de Qualidade Técnica do Equipamento de IRM.....	98
5.12.14. Treinamento.....	98
06. PROPOSTA PARA AVALIAÇÃO DAS CONDIÇÕES DA QUALIDADE DA IMAGEM E DA SEGURANÇA EM SERVIÇOS DE IRM.....	99
6.1. Etapa 0 - Incorporação do Equipamento de IRM .....	100
6.1.1. Etapa 0.01 – Custos de Aquisição .....	100
6.1.2. Etapa 0.02 - Local de Instalação do Equipamento de IRM.....	102
6.1.3. Etapa 0.03 - Contratos de Serviços de Manutenção .....	104
6.1.4. Etapa 0.04 - Testes de Aceitação.....	106
6.2. Etapa 1 - Avaliação e Monitoramento das Condições Características de Desempenho e Segurança dos Equipamentos de IRM .....	106
6.2.1. Etapa 1.01 - Avaliação de Desempenho .....	107
6.2.2. Etapa 1.02 - Programa de Controle da Qualidade .....	108
6.2.3. Etapa 1.03 – Recursos Humanos .....	110
6.2.3.1. Qualificações e Responsabilidades do Físico-Médico e Cientista em RM .....	110
6.2.3.2. Qualificações e Responsabilidades do Médico Radiologista .....	111

6.2.3.3. Qualificações e Responsabilidades do Técnico Radiologista.....	112
6.2.4. Etapa 1.04 - Programas e Diretrizes de Segurança.....	112
07. ESTUDO DE CASO .....	116
7.1. Resultados Obtidos com a Aplicação da Proposta .....	116
7.1.1. Resultados da Etapa 1.01 .....	116
7.1.2. Resultados da Etapa 1.02.....	117
7.1.3. Resultados da Etapa 1.03.....	118
7.1.4. Resultados da Etapa 1.04.....	118
7.2. Conclusões dos Resultados Obtidos .....	119
08. CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS .....	121
8.1 Qualidade da Imagem.....	121
8.2. Segurança .....	122
8.3. Proposta de Avaliação .....	123
8.4. Estudo de Caso .....	124
8.5. Processo de GTMH .....	124
8.6. Propostas para Trabalhos Futuros .....	124
ANEXOS .....	126
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	151

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1-1. Imagem espectroscópica .....	2
Figura 1-2. Bobinas gradiente $G_x$ , $G_y$ e $G_z$ . ....	3
Figura 1-3. A estrutura do fluxo intracelular da água.....	4
Figura 1-4. Uma introdução aos relaxamentos T1 e T2. ....	4
Figura 2-1. Um núcleo em rotação com carga positiva. ....	11
Figura 2-2. Visão microscópica e macroscópica (ausência de campo). ....	11
Figura 2-3. Precessão de um próton num campo magnético. ....	13
Figura 2-4. Diagrama de Zeeman (ausência de campo) .....	13
Figura 2-5. Visão microscópica e macroscópica (presença de campo).....	15
Figura 2-6. Diagrama de Zeeman (presença de campo). ....	15
Figura 2-7. O ângulo de inclinação. ....	16
Figura 2-8. Projeção da rotação mais lenta do que a frequência $\omega_0$ . ....	17
Figura 2-9. Seção transversal de um magneto supercondutor .....	18
Figura 2-10. Efeito da redução do campo magnético global.....	19
Figura 2-11. Efeito no aumento do campo magnético global .....	19
Figura 2-12. Regeneração da magnetização longitudinal.....	21
Figura 2-13. A curva de relaxamento T1 .....	21
Figura 2-14. Perda de magnetização transversa com o tempo em razão da defasagem de <i>spin</i> . ....	23
Figura 2-15. Perda da magnetização transversa em virtude dos efeitos do relaxamento transversal.....	24
Figura 2-16. Curva do relaxamento T2 no plano transversal. ....	24
Figura 2-17. Matriz da imagem , voxel, pixel e volume do voxel.....	28
Figura 2-18. Matriz com n linhas em Y dimensão e n colunas em X dimensão. ....	29
Figura 2-19. Codificação de fase.....	32
Figura 2-20. Codificação de frequência. ....	32
Figura 2-21. Representação do padrão de escaneamento da sequência de imagem TF-2D .....	33
Figura 2-22. Métodos alternativos para travessia rápida do espaço-k.....	34
Figura 3-1. Instrumentos de IRM. ....	35
Figura 3-2. Modelo de magneto permanente.....	37

Figura 3-3. Modelos de eletromagneto.....	39
Figura 3-4. Magneto de resistência com núcleo de ar. ....	39
Figura 3-5. Magneto de resistência com núcleo de ferro. ....	40
Figura 3-6. O eletromagneto esférico ideal. ....	41
Figura 3-7. Bobinas gradiente Z(Gz).....	43
Figura 3-8. Bobinas gradiente X (Gx). ....	44
Figura 3-9. Bobinas gradiente Y (Gy). ....	44
Figura 3-10. Sistema gradiente x-y-z combinado.....	44
Figura 3-11. Esquema de forma de onda do gradiente de leitura e do período de aquisição de dados.....	45
Figura 3-12. Bobinas de varredura em fase.....	49
Figura 4-1. Tempo de Repetição (TR). ....	53
Figura 4-2. Uma curva de contraste de T1 típica. ....	54
Figura 4-3. Posição relativa dos múltiplos ecos. ....	54
Figura 4-4. Curva de contraste T2 típica. ....	55
Figura 4-5. O tempo de inversão (TI).....	56
Figura 4-6. Curva de contraste T1: utilizando a seqüência de pulsos de recuperação de inversão (RI).....	57
Figura 4-7. Contaminação-cruzada entre os cortes. ....	61
Figura 4-8. Inserção de <i>gap</i> entre os cortes.....	61
Figura 4-9. Matriz mostrando a variação da resolução espacial.....	62
Figura 4-10. CDV.....	63
Figura 4-11. CDV com pixels quadrados.....	63
Figura 4-12. CDV com pixels retangulares.....	64
Figura 4-13. TE <i>versus</i> RSR.....	67
Figura 4-14. Ângulo de inclinação <i>versus</i> RSR.....	68
Figura 4-15. NEX <i>versus</i> RSR.....	69
Figura 4-16. Largura da faixa <i>versus</i> RSR.....	70
Figura 5-1. Representação dos limites do gradiente de saída.....	95
Figura 6-1. Diagrama mostrando as várias atividades envolvidas no processo de GTMH em IRM.....	99
Figura 6-2. Diagrama indicando a primeira etapa necessária para o processo de incorporação de equipamentos de IRM. ....	102

Figura 6-3. Esquema representativo de um local para instalação de IRM .....	103
Figura 6-4. Diagrama indicando a segunda etapa necessária para o processo de incorporação de equipamentos de IRM. ....	104
Figura 6-5. Diagrama indicando a terceira etapa necessária para o processo de incorporação de equipamentos de IRM. ....	106
Figura 6-6. Diagrama indicando a quarta etapa necessária para o processo de incorporação dos equipamentos de IRM. ....	106
Figura 6-7. Diagrama esquemático da etapa da avaliação de desempenho.....	108
Figura 6-8. Diagrama esquemático da etapa relativo ao programa de controle da qualidade .....	110
Figura 6-9. Diagrama esquemático da terceira etapa relacionado aos recursos humanos. ....	112
Figura 6-10. Diagrama esquemático da etapa do programa e diretrizes de segurança.....	115
Figura A-1. As configurações disponíveis dos objetos de ensaios <i>Eurospin</i> . ....	129
Figura A-2. Diagrama esquemático do fantoma utilizado para a medição de artefato de imagens duplas. ....	133
Figura A-3. Configuração dos equipamentos no método de pulso-energia para a medição da SAR com uma bobina de quadratura para transmissão de RF.....	134
Figura A-4. Configuração dos equipamentos para o método do pulso-energia na medição da SAR com uma bobina linear para transmissão de RF. ....	134
Figura A-5. Forma de onda das bobinas gradiente para realizar medições de ruído acústico. ....	136



## LISTA DE TABELAS

Tabela 2-1. Constantes para núcleos de interesse biológico. ....	11
Tabela 2-2. Valores de densidade de prótons em vários tecidos. ....	20
Tabela 2-3. Valores de tempos de relaxamento T1 para vários tecidos .....	22
Tabela 2-4. Tempos de relaxamento T2 para vários tecidos. ....	26
Tabela 3-1. Características dos diversos modelos de magneto. ....	36
Tabela 5-1. Limites de SAR .....	94
Tabela A-1. Descrição dos fantasmas fornecidos pela Siemens para os ensaios de funcionalidade .....	129
Tabela A-2. Sequências utilizadas no ensaio de RSR .....	131

## **LISTA DE QUADROS**

Quadro 4-1. Resumo dos parâmetros clínicos e técnicos da qualidade da imagem .....	78
--	----

# **1. INTRODUÇÃO**

De acordo com PEREIRA (1999), as modernas técnicas de diagnóstico por meio de imagens tornaram-se essenciais para a medicina atual, pois proporcionam a inspeção visual de partes internas do organismo humano sem a necessidade de, na maior parte dos casos, exames invasivos. Estas técnicas são amplamente distintas, compreendendo a utilização dos raios x, do ultra-som, da medicina nuclear e, dentre outros, a técnica da Imagem por Ressonância Magnética (IRM), assunto deste trabalho.

A IRM é uma nova ferramenta diagnóstica utilizada pelos radiologistas para produzir imagens de seções transversais de uma anatomia do paciente. (WEBSTER, 1988).

Depreende-se de BESKOW (2001) que a crescente inserção de tecnologia em procedimentos de diagnóstico por imagem origina um conjunto de situações que precisam ser abordadas do ponto de vista técnico-gerencial, caracterizando, por sua vez, um problema de gestão de tecnologia médico-hospitalar (GTMH).

Para a GTMH dos equipamentos de IRM, o desafio está em desenvolver um processo de gerenciamento que permita a funcionalidade e a segurança dos recursos disponíveis a um custo plausível para um estabelecimento assistencial de saúde (EAS).

Para aplicar a GTMH em IRM, necessita-se da sistematização do conhecimento técnico que permita o controle das características mínimas desta tecnologia. Esta sistematização é uma das atividades fundamentais da engenharia clínica.

Nesse contexto, a engenharia clínica pode auxiliar na elaboração de mecanismos que estabeleçam um controle satisfatório deste equipamento eletro-médico (EEM), garantindo condições mínimas de funcionalidade e segurança.

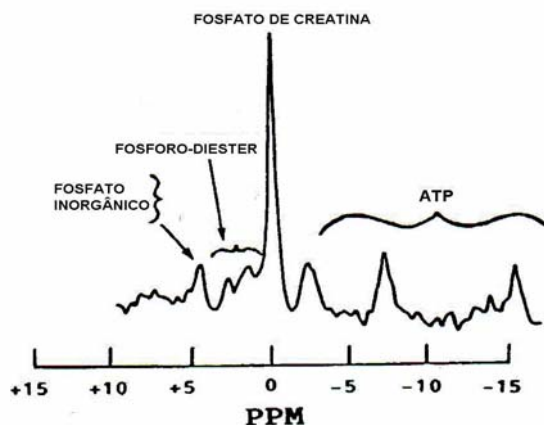
## **1.1. Histórico e Estado da Arte**

Em 1946, dois físicos teóricos americanos, Felix Block (Stanford) e Edward Purcell (Harvard), realizaram estudos simultâneos sobre o comportamento dos núcleos atômicos imersos em um campo magnético (YOUNG, 1984; BUSHONG, 1995). Essa descoberta mereceu a premiação conjunta com o Prêmio Nobel de Física de 1952, para Block e Purcell (EISENBERG, 1992; CLARE, 1997).

Trabalhando de forma independente, eles observaram que, quando um tubo de ensaio contendo uma amostra de uma substância pura era submetido a um campo magnético e bombardeada por ondas de radio-freqüência (RF), os núcleos dos átomos se excitavam, ou seja, absorviam energia das ondas de rádio, sintonizando-se com certas freqüências específicas

(BUSHONG, 1995), as quais poderiam ser detectadas por um rádio receptor. Surgia, então, o primeiro estudo bem-sucedido da ressonância magnética nuclear (RMN) (EISENBERG, 1992).

Esses sinais eram detectados e registrados em imagens espectroscópicas (Figura 1-1), correspondendo aos valores de frequência característicos da substância da amostra, surgindo, desta forma, a espectroscopia por RMN (ROEMER, 2001).



**Figura 1-1. Imagem espectroscópica registrada pelo método da Ressonância Magnética Nuclear (RMN) descoberta de forma independente por Bloch e Purcell (ROEMER, 2001)**

A espectroscopia por RMN tornou-se uma das ferramentas analíticas e estruturais da química, já que apresentava uma impressão digital dos compostos químicos. O mais antigo experimento biológico em RMN de que se tem notícia aconteceu em Stanford, logo depois da descoberta do fenômeno, quando Block obteve um forte sinal de RMN ao inserir seu dedo na bobina de radiofrequência de seu espectrômetro.

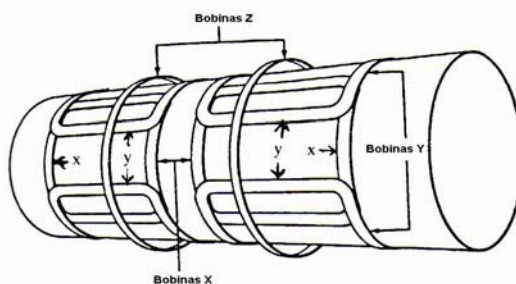
Em 1973, Paul Lauterbur publicou a primeira imagem de RMN de um objeto heterogêneo e reconheceu que, diferentemente da microscopia tradicional, a resolução de detalhes e a discriminação espacial em imagens de RMN não estavam relacionadas ao comprimento de onda da radiação luminosa e, sim, com o campo magnético e seu gradiente de campo, ao passo que o campo eletromagnético de radiofrequência servia para detectar o fenômeno da RMN.

Pelo fato de ambos os campos deverem ser combinados no objeto, Lauterbur cunhou o termo “zeugmatografia” - do grego *zeugma*, que significa “aqueles que se associam”. Contudo, o termo “zeugmatografia” nunca se tornou popular e a técnica foi chamada de “imagem por RMN”. Porém, em meados de 1980, para eliminar a palavra “nuclear” com sua conotação impopular, o nome foi mudado para o agora universalmente aceito imagem por ressonância magnética (IRM) (EISENBERG, 1992). O termo IRM é utilizado para definir o equipamento de ressonância magnética que tem aplicação clínica.

Nesse mesmo período, Lauterbur projetou e implementou o componente fundamental para a visualização espacial na IRM: um conjunto de bobinas eletromagnéticas que são denominadas de

bobinas gradientes de campo magnético. A sua utilização (bobinas x, y e z) produz a excitação seletiva para a formação das imagens. As bobinas gradiente podem ser observadas na Figura 1-2 (ROEMER, 2001).

Em 1971, o físico-médico Raymond Damadian, visionário norte-americano, observou que, entre os tecidos normais e os com tumores malignos em ratos, havia diferenças significativas na resposta à excitação magnética quando estes tecidos eram bombardeados por um pulso de RF ressonante, já que emitia dois tipos de sinais diferentes à medida que os momentos dos dipolos magnéticos dos tecidos relaxavam para o equilíbrio.



**Figura 1-2. Bobinas gradiente  $G_x$ ,  $G_y$  e  $G_z$  interagem no paciente dentro do campo magnético principal e, em conjunto, geram uma excitação espacial pré-selecionada (ROEMER, 2001).**

Esses sinais variavam em suas características de contraste da imagem dependendo se o tecido era saudável ou não (Figura 1-3), pois a célula saudável é menos permeável ao fluxo de entrada e saída da água que a célula doente, tendo movimentos de água mais abruptos, de modo que as taxas de relaxamento (duas) são mais curtas. Já a célula doente é relativamente maior e tem uma membrana mais fina e mais permeável à água. O fluxo de entrada e saída da água é geralmente livre e lento, de forma que as taxas de relaxamento são mais longas. Contudo, essa teoria ainda não é amplamente aceita pela comunidade científica.

Com essa experiência, no entanto, Damadian chegou à conclusão de que a estrutura da água era fundamental para a imagem em IRM e sugeriu ainda que a IRM deveria se fazer presente na sala de cirurgia como uma ferramenta auxiliar na identificação de tecidos doentes (ROEMER, 2001; EISENBERG, 1992). Portanto, as características de contraste da imagem são determinadas pelas diferenças no nível de hidratação dos tecidos, independentemente de tratar-se de células saudáveis ou doentes.

Felix Block foi quem chamou essas taxas de relaxamento de “T1” e “T2”, muito antes das observações experimentais feitas por Damadian (ROEMER, 2001). A Figura 1-4 apresenta uma rápida introdução aos conceitos de relaxamentos T1, T2 decaimento de indução livre (DIL), entre outros que serão abordados no próximo capítulo.

Entretanto, os trabalhos iniciados por Lauterbur e Damadian estimularam mais ceticismo do que interesse entre os pesquisadores acostumados com o diagnóstico por imagem já que os

sinais de IRM eram extremamente fracos e suscetíveis à interferência de ruído de várias fontes, exigindo-se maiores investimentos em nova instrumentação para desenvolver a IRM numa tecnologia de imagem clinicamente útil (EISENBERG, 1992).

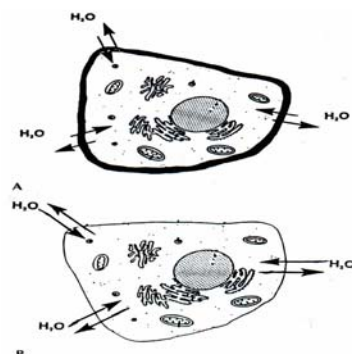


Figura 1-3. A estrutura do fluxo intracelular da água em A (célula saudável), com membrana menos permeável (grossa) e B (célula doente), com membrana mais permeável (fina) (ROEMER, 2001).

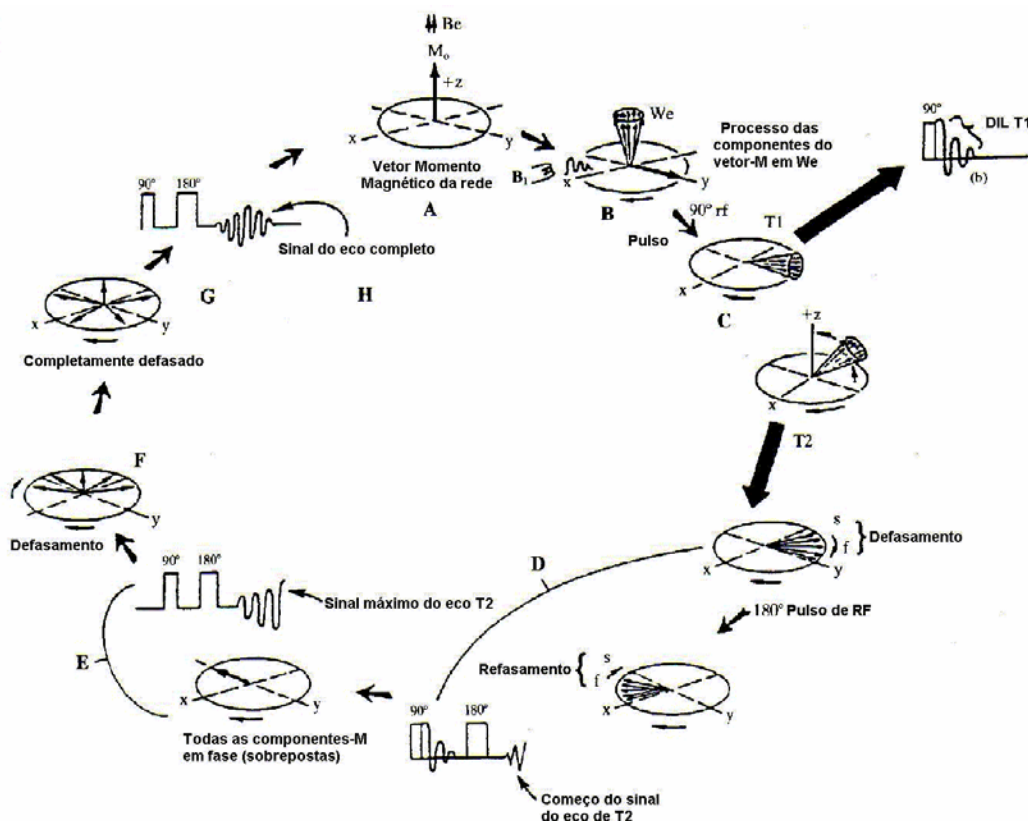


Figura 1-4. Uma introdução aos relaxamentos T1 e T2. O decaimento de indução livre (DIL) é uma espécie de decaimento T1 na qual os sinais são produzidos sem a influência de  $B_1$  (livre do campo magnético principal) e induz um sinal de IRM na bobina receptora como resultado de seu processo de oscilação característico do relaxamento (decaimento) (ROEMER, 2001).

Em 1977, Damadian executou a primeira imagem de seção transversal do torso do corpo humano na altura da oitava vértebra torácica, o que exigiu um tempo de exame de 4 horas e 45 minutos. (EISENBERG, 1992; ROEMER, 2001).

No final de 1982, a IRM ganhou crescente aceitação prática e, em poucos anos, tornou-se uma ferramenta de diagnóstico clínico bem estabelecida na medicina (EISENBERG, 1992). A partir de então, houve um crescente interesse e preocupação dos países desenvolvidos na produção de técnicas-padrão para a medição de parâmetros da qualidade da imagem e avaliação da segurança em IRM.

Atualmente, existem cerca de dez mil sistemas de IRM no mundo todo e, por muito tempo, a competição entre os fabricantes causou uma grande dificuldade nos esforços de padronização e de estabilização da linguagem técnica em IRM.

Em 1984, foi organizado um projeto de pesquisa conjunta dos países da Comunidade Econômica Européia e, através de seminários e ensaios experimentais, projetou-se uma série de objetos para simulação (fantomas) e protocolos com o objetivo de padronizar e avaliar o desempenho dos equipamentos de IRM (LERSKI, 1988).

Com isso, em 1988, na Europa, foi publicada uma metodologia incorporando fantomas e protocolos para executar ensaios de aceitação e garantia da qualidade diária dos equipamentos de IRM. Ainda nesse mesmo ano, a National Electronics Manufacturers Association (NEMA) dos Estados Unidos publicou seu primeiro método de ensaio na qualidade da imagem em IRM, que se baseava numa metodologia para o ensaio da relação sinal-ruído. Nos anos seguintes, a NEMA continuou a publicar métodos de ensaio para a qualidade da imagem, tais como a determinação da distorção geométrica (1989), uniformidade da imagem (1989), espessura de corte (1991), métodos de ensaios de bobinas de RF para propósitos especiais (1991) e métodos de ensaio para bobinas em arranjo de fase (2001).

Além desses, a NEMA ainda publicou métodos de ensaio para a garantia da segurança ao paciente, tais como procedimentos para a medição de ruído acústico (1989), procedimentos para a medição dos gradientes de campo magnético (1993) e métodos para a medição da taxa de absorção específica (1993).

Em 1990, a American Association of Physicists in Medicine (AAPM) publicou uma metodologia para a garantia da qualidade da imagem e, em 1992, uma metodologia para ensaios de aceitação dos equipamentos de IRM. Mais recentemente, em 1997, o American College of Radiology (ACR) introduziu a acreditação para as instalações de IRM nos Estados Unidos.

No Reino Unido, está em atividade uma equipe de avaliação nacional de ressonância magnética, denominada MagNET, que realiza ensaios de tipo de equipamento de IRM, ensaios de aceitação destes e medição de ruídos acústicos para avaliação da segurança. Os resultados são

publicados nos relatórios da Medical Device Agency (MDA), entidade ligada ao departamento de saúde daquele país (DE WILDE et al., 2002).

A International Electrotechnical Commission (IEC) publicou em 1995 a primeira edição da norma IEC 60601-2-33, que versa sobre aspectos relacionados à segurança dos equipamentos de IRM e, já está em sua segunda edição em 2002, a ser abordada neste trabalho. Ainda, a IEC mantém um projeto em andamento, denominado IEC 62312, para a determinação das características dos equipamentos desta tecnologia.

A Food and Drug Administration (FDA) e o Emergency Care Research Institute (ECRI), dos Estados Unidos, têm publicado guias e cartilhas para orientação dos usuários deste equipamento nos aspectos referentes às condições necessárias para a segurança de pacientes e funcionários, os quais serão abordados oportunamente neste texto.

No Brasil, não há normas publicadas pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) e o Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO) sobre os assuntos pertinentes à qualidade da imagem e à segurança em IRM. No entanto, de acordo com o programa normativo brasileiro, na falta de normas nacionais publicadas são válidas as normas internacionalmente reconhecidas.

O Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR), numa ação pioneira e seguindo a tendência de acreditação promovida pelo ACR, lançou um programa de qualificação dos serviços diagnósticos de IRM no Brasil (COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA, 2002).

Reunindo as vantagens dos meios de contraste, a tecnologia do magneto supercondutor e os aperfeiçoamentos de *hardware* e *software*, acredita-se que o sistema de IRM amplie gradativamente sua gama de utilização no Brasil, como já acontece em países desenvolvidos. Nesses países são realizados estudos clínicos de mapeamento dos padrões neuronais do cérebro; estudos de cognição; ferramenta de auxílio em cirurgias guiadas por imagens (cirurgias estereotáxicas), etc.

Portanto, observando a importância dada a esse contexto no cenário internacional e o contraste desse com a realidade brasileira, percebe-se a necessidade de estudar este assunto.

## **1.2. Justificativa e Importância do Tema**

Desde seu uso inicial para a aquisição de imagens humanas na década de 70, a IRM vem se desenvolvendo como uma modalidade de imagem clínica amplamente utilizada, superando a rapidez de evolução de qualquer outra técnica de aquisição de imagens (RIEDERER, 2000).

Conforme BRONZINO (1995), BUSHONG (1995) e FRIEDMAN et al. (1989) afirmam que a IRM é uma importante modalidade de imagem médica em virtude do seu excelente contraste aos tecidos moles e por ter vantagens significativas em relação aos outros sistemas de diagnóstico por imagem empregados atualmente, tais como:



- melhor resolução de baixo contraste;
- não utiliza radiações ionizantes;
- imagem multiplanar direta;
- sem artefatos devidos ao ar e aos ossos;
- medidas de fluxo diretas;
- não é invasiva.

Ainda, considerando o crescimento das aplicações do sistema de IRM na área médica, tal como a cirurgia guiada por imagens de ressonância magnética, fica cada vez mais evidente a necessidade de assegurar as condições necessárias para uma mínima qualidade da imagem do equipamento, do ponto de vista técnico e clínico, além da segurança na operação e nos procedimentos para o funcionamento apropriado do sistema de IRM.

No intuito de oferecer um panorama geral da utilização desta tecnologia pelo Sistema Único de Saúde (SUS) no Brasil, os dados obtidos pelo MINISTÉRIO DA SAÚDE (2001) do Brasil mostram um aumento na realização de procedimentos de IRM de mais de 235% (de 22.421 para 83.943) no período de 1998 a 2000; em consequência, há um aumento nos gastos de mais de 259% (de R\$5,6 milhões para R\$22,6 milhões). A mesma fonte revela que o estado de Santa Catarina (SC) é o segundo estado brasileiro que mais realizou procedimentos de IRM, totalizando 13.045 procedimentos no ano de 2000.

Dada essa realidade e a falta de informações sistematizadas relacionadas ao tema para serem aplicadas no projeto de GTMH em Santa Catarina, o propósito deste trabalho é disponibilizar aspectos de desempenho e de segurança do sistema de IRM, baseados em normas e literatura técnica, buscando caracterizar as melhores condições para a qualidade das imagens geradas.

### **1.3. Objetivos da Pesquisa**

#### **1.3.1. Geral**

Elaborar uma proposta que identifique qualitativamente as condições da funcionalidade e da segurança dos serviços de IRM, enfocando a qualidade das imagens, a segurança e aspectos condicionantes (relacionados às condições de instalação até à operacionalização dessa tecnologia).

#### **1.3.2. Específico**

Com o desenvolvimento desta pesquisa, busca-se:

- Sistematizar uma proposta para a avaliação qualitativa das condições da qualidade da imagem e da segurança em serviços de IRM;
- Acompanhar os serviços realizados por uma entidade assistencial de saúde (EAS) que utiliza a tecnologia de IRM;
- Avaliar as condições da qualidade da imagem e da segurança encontradas no EAS, de acordo com a proposta apresentada.

#### **1.4. Delimitação do Assunto**

O trabalho de pesquisa desenvolve os aspectos de qualidade da imagem e de segurança associados à operação de equipamentos de IRM, sem se aprofundar em questões direcionadas à utilização clínica da IRM, que estão intimamente ligadas à formação profissional do médico radiologista e do técnico radiologista. Também, não é objetivo desse trabalho elaborar e implementar os procedimentos de ensaios.

#### **1.5. Metodologia**

Inicialmente, foi realizada uma revisão bibliográfica dos princípios fundamentais, instrumentos e equipamentos utilizados por essa tecnologia na obtenção das imagens.

Com o amadurecimento intelectual da pesquisa, realizou-se ainda uma extensa revisão bibliográfica acerca dos parâmetros e características necessários para a garantia da qualidade das imagens e da segurança dos procedimentos diagnósticos, utilizando a IRM. Nessa revisão, estudaram-se as recomendações pertinentes na norma internacional IEC 60601-2-33:2002, denominada de “Prescrições Particulares para a Segurança de Equipamentos de Ressonância Magnética para Diagnose Médica”.

Após a sistematização do conhecimento e a elaboração de uma proposta que verifique as condições da qualidade da imagem e da segurança em serviços de IRM, aplicou-se um roteiro de avaliação qualitativa junto a um centro clínico de diagnóstico por imagens, localizado na cidade de Florianópolis, aonde as atividades de gerenciamento desta tecnologia já vinham sendo freqüentemente acompanhadas.

#### **1.6. Artigo Publicado**

Inicialmente, como desenvolvimento do trabalho de pesquisa, foi publicado e apresentado nas *Oitavas Jornadas Internacionales de Ingeniería Clínica y Tecnología Médica*, um artigo científico intitulado “Avaliação Técnica de Ressonância Magnética, uma Abordagem na Qualidade das Imagens”. Este Congresso foi realizado no período de 20 a 23 de agosto de 2002 na cidade de Paraná, capital da província de Entre Rios, Argentina.

## 1.7. Estrutura da Dissertação

No capítulo 2, abordam-se os princípios fundamentais da IRM, sendo apresentadas as propriedades do núcleo atômico que permite a ressonância magnética: o momento magnético e a precessão do átomo num campo magnético. Em sequência, podem ser verificadas as propriedades dos magnetos que permitem que um objeto relativamente grande seja escaneado; em seguida, as propriedades de relaxação do *spin* que permite a discriminação entre os átomos de hidrogênio encontrados em diversos ambientes. Então, examinam-se os pulsos de radio-freqüência que produzem o sinal utilizado para gerar as imagens da IRM e, posteriormente, discutem-se os blocos de construção de contraste dos tecidos à medida que eles se relacionam com as seqüências de pulso (*spin eco*). Examinam-se mais detalhadamente as características de sinal dos tecidos utilizando parâmetros de ponderação de imagem T1, T2 e densidade de *spin*. Ao final deste capítulo, descrevem-se os como são feitas a formação e a codificação das imagens.

O capítulo 3 destina-se a expor mais detalhadamente os aparelhos e instrumentos utilizados em IRM, discutindo os subsistemas comumente utilizados para a geração da imagem nos sistemas comerciais de IRM disponíveis.

O capítulo 4 aborda dois aspectos da qualidade da imagem: a qualidade clínica e a técnica. Na qualidade da imagem clínica discutem-se os parâmetros de imagens fundamentais para produzir a imagem clínica, bem como o significado real do termo “qualidade da imagem” e sua relação direta com a constante capacidade de produzir imagens diagnósticas de alta qualidade. Na abordagem técnica, discute-se um conjunto de medições que podem ser utilizadas para estabelecer limites de desempenho do equipamento antes da utilização clínica.

No capítulo 5, abordam-se assuntos relativos à segurança que dizem respeito aos campos magnéticos oscilantes de RF, campos variáveis no tempo e campo estático, analisando-se ainda, as prescrições da norma IEC 60601-2-33 (*Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis*). Também neste capítulo, as práticas de segurança são analisadas, a fim de se minimizar o risco de lesões para o paciente, acompanhantes e os funcionários da instituição de saúde.

No capítulo 6, apresenta-se uma proposta de avaliação qualitativa das condições da qualidade da imagem e da segurança em serviços de IRM, enfocando o ponto de vista da engenharia clínica no processo de GTMH de um sistema de IRM, através da manutenibilidade no controle das condições necessárias para garantir a funcionalidade e a segurança do equipamento.

O capítulo 7 consiste de um estudo de caso e os resultados obtidos, aplicando a proposta de avaliação do capítulo 6. Para tal, foi estabelecido um convênio com um centro de diagnóstico por imagens localizado na cidade de Florianópolis. No capítulo 8, apresentam-se as conclusões e sugestões para futuros trabalhos.

## 2. PRINCÍPIOS BÁSICOS DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

A imagem por ressonância magnética (IRM), segundo BROWN (1995), CLARE (1997) e ACHARYA (1995), está baseada na interação entre um campo magnético externo e um núcleo atômico que possui *spin*. *Spin* nuclear ou, mais precisamente, momento angular de rotação nuclear, é uma das várias características intrínsecas de um átomo e seu valor depende da sua composição atômica.

A propriedade *spin* é representada por um valor constante  $I$ , que é quantificado a certos valores discretos, os quais dependem do número atômico ( $Z$ ) (número de prótons) e do peso atômico/massa atômica ( $A$ ) (o número de prótons mais o de nêutrons) do núcleo em particular.

Há três grupos de valores para  $I$ : zero; inteiros e fracionários, conforme segue:

- para  $I=zero$ ,  $Z$  e  $A$  tem de ser par;
- para  $I= n^o$  inteiro,  $Z$  tem de ser ímpar e  $A$  par;
- para  $I= n^o$  fracionário,  $A$  tem de ser ímpar, não importando se  $Z$  é par ou ímpar.

O núcleo com valor de *spin*  $I$  igual a zero não interage com um campo magnético externo e, portanto, não pode ser estudado em IRM. A Tabela 2.1 mostra os *spins* e a composição para alguns elementos químicos comumente encontrados em sistemas biológicos.

O núcleo  $^1\text{H}$  é uma escolha natural para sondagem do corpo humano utilizando-se das técnicas de IRM porque tem um *spin* de  $\frac{1}{2}$ , é o isótopo mais abundante para o hidrogênio, é muito sensível ao campo magnético devido ao grande valor de sua relação giromagnética ( $\gamma$ ); além disso, o corpo humano é composto de tecidos que consistem principalmente de água e gordura, ambos contendo hidrogênio.

Há basicamente duas maneiras de serem abordados os fundamentos da IRM: pela mecânica clássica e através da mecânica quântica (WESTBROOK, 2000; SIJBERS, 1998). Qualquer discussão exige ambas as abordagens, razão pela qual se tentará integrá-las.

### 2.1. Alinhamento, Precessão e Ressonância

Um núcleo com *spin* pode ser visto como um vetor, tendo um eixo de rotação com uma orientação e magnitude definida, que produz um campo magnético semelhante ao observado em uma barra magnética (Figura 2-1) e cuja manipulação fornece a base para o sinal de IRM.

Imaginando um volume arbitrário de tecido contendo prótons do núcleo fora do campo magnético, cada próton tem um vetor de *spin* de igual magnitude e o conjunto inteiro de prótons dentro do tecido é aleatoriamente orientado. Executando-se uma soma de vetores destes *spins* produz-se uma soma zero, ou seja, nenhum vetor de magnetização efetiva é observado no tecido (Figura 2.2) (BROWN, 1995; FDA, 2002b; SIJBERS, 1998; ACHARYA, 1995).

Tabela 2-1. Constantes para núcleos de interesse biológico (BROWN, 1995).

Elemento	Composição Nuclear		$I$	Relação Giromagnética $\gamma(\text{s}^{-1}\text{T}^{-1})$	Abundância Natural em porcentagem	Frequência ( $\omega$ ) no campo magnético de 1,5 Tesla (MHz)
	Prótons	Nêutrons				
$^1\text{H}$ , Protio	1	0	$\frac{1}{2}$	$2,675 \times 10^8$	99,985	63,864
$^2\text{H}$ , Deutério	1	1	1	$2,222 \times 10^7$	0,015	9,803
$^{12}\text{C}$	6	6	0	0	98,89	0
$^{13}\text{C}$	6	7	$\frac{1}{2}$	$6,733 \times 10^7$	1,11	16,058
$^{14}\text{N}$	7	7	1	$1,933 \times 10^7$	99,63	4,613
$^{15}\text{N}$	7	8	$\frac{1}{2}$	$2,711 \times 10^7$	0,37	6,471
$^{16}\text{O}$	8	8	0	0	99,759	0
$^{17}\text{O}$	8	9	$\frac{5}{2}$	$3,595 \times 10^7$	0,037	8,658

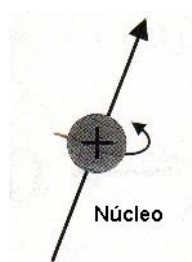


Figura 2-1. Um núcleo em rotação com uma carga positiva produz um campo magnético orientado na direção do eixo de rotação (BROWN, 1995).

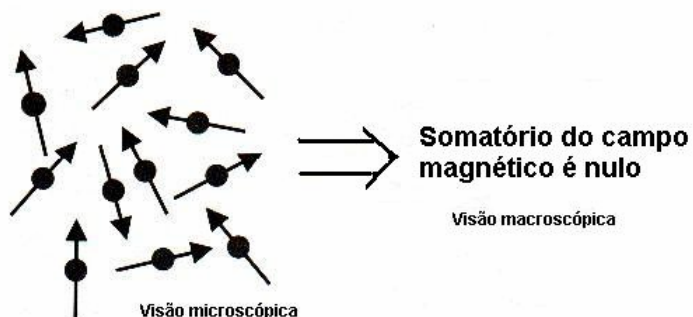


Figura 2-2. Visão microscópica e macroscópica de um conjunto de prótons na ausência de um campo magnético externo. Observe-se que os vetores do *spin* estão orientados aleatoriamente e a soma dos vetores dos dipolos magnéticos, que formam a rede de magnetização é nula (BROWN, 1995).

Em razão das leis da indução eletromagnética, os núcleos com *spin* começam a rotacionar ou precessar ao redor de um campo magnético  $H_0$  e são capazes de se alinhar a ele (WESTBROOK, 2000; FDA, 2002b; ACHARYA, 1995). O núcleo, de fato, não se alinha exatamente na direção do campo magnético, mas é levemente inclinado para fora do eixo do campo magnético, porém o eixo de rotação será paralelo ao campo magnético (SCHWARTZ, 2001; BROWN, 1995).

Essa precessão acontece em virtude da interação do campo magnético  $H_0$  com o movimento da carga positiva do núcleo (próton), como o movimento de um pião que precessa por causa da interação com o campo gravitacional (SCHWARTZ, 2001; FDA, 2002b). Neste trabalho, utiliza-se também, quando explicitado no texto, a grandeza indução magnética ou densidade de fluxo magnético ( $B_0$ ), que possui uma relação diretamente proporcional com o campo magnético ( $H_0$ ) dada pela equação 2.1:

$$B_0 = \mu H_0 \text{ (equação 2.1)}$$

onde  $\mu$  é a permeabilidade magnética do meio (BASTOS, 1992). Dentre as duas grandezas da equação 2.1, a mais utilizada em eletromagnetismo, segundo BASTOS (1992) é a grandeza da indução eletromagnética  $B_0$ . A unidade de medida da indução magnética  $B_0$  é o T (Tesla).

Para entender a diferença conceitual das duas grandezas envolvidas, pode-se argumentar que o campo magnético  $H_0$  é uma grandeza constante e independe do meio onde é aplicado. Já, a indução magnética  $B_0$  depende da permeabilidade magnética do meio onde o campo magnético está inserido, portanto variável. Para o caso dos equipamentos da IRM, o meio de interesse é o ar.

A frequência de precessão é proporcional à força do campo magnético e é expressa pela equação 2.2, a equação de Larmor:

$$\omega_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi} \text{ (equação 2.2)}$$

onde  $\omega_0$  é a frequência de Larmor em megahertz (MHz),  $B_0$  é a força de indução magnética em tesla (T) que o próton experimenta e  $\gamma$  é a constante para cada núcleo em  $s^{-1}T^{-1}$ , conhecido como “relação giromagnética”.

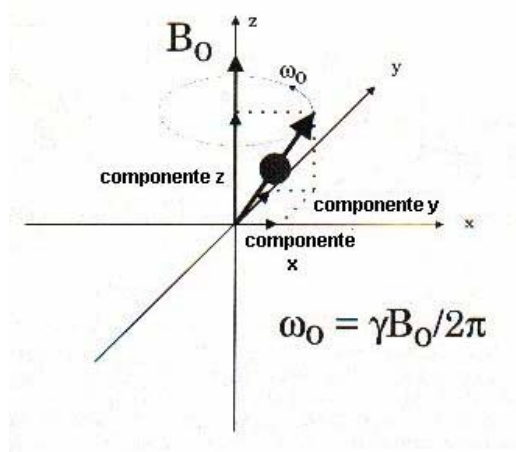
O movimento precessional do núcleo ao redor da indução magnética, representado na Figura 2-3, mostra que o eixo precessional é paralelo a esta indução magnética principal  $B_0$  e o componente z do vetor do *spin* é o componente de interesse, pois não se altera em magnitude ou direção à medida que o próton precessa (BROWN, 1995; FDA, 2002b; SIJBERS, 1998; CLARE, 1997; ACHARYA, 1995).

Quando os núcleos de hidrogênio são colocados num forte campo magnético estático externo, alguns dos núcleos de hidrogênio alinham-se em paralelo ao campo magnético (na mesma

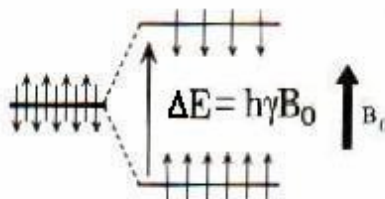
direção); uma proporção menor dos núcleos alinha-se numa direção antiparalela ao campo magnético (na direção oposta) (WESTBROOK, 2000; SIJBERS, 1998).

De acordo com CANET (1996) e CLARE (1997), a direção paralela é a configuração de menor energia e mais estável, ao passo que a direção antiparalela do *spin* é a configuração de maior energia e menos estável. Ocorre uma interação, conhecida como “efeito Zeeman”, e esses dois níveis de energia podem ser calculados dessa interação de energia entre um campo magnético e um momento magnético (*spin*).

Na ausência de campo magnético, um conjunto de *spins* não terá alinhamento preferencial entre as duas orientações (para cima e para baixo). Na presença de um campo magnético, a orientação paralela à indução magnética  $B_0$  é a de menor energia e a sua configuração contém mais prótons do que a de maior energia (Figura 2-4).



**Figura 2-3.** A precessão de um próton dentro de um campo magnético. Os componentes x e y variam com o tempo a uma frequência  $\omega_0$  proporcional a  $B_0$  conforme expressado pela equação de Larmor (BROWN, 1995).



**Figura 2-4.** Diagrama de Zeeman. A diferença de energia  $\Delta E$  é proporcional ao valor da indução magnética aplicada ( $h$  é a constante de Planck e seu valor é  $1,055 \times 10^{-34} \text{ Js}$  e  $\gamma$  é a relação giromagnética do *spin*) (CANET, 1996)

Os fatores que afetam os núcleos de hidrogênio que se alinham em direção paralela e os que se alinham em direção antiparalela são determinados também pelo nível de energia térmica dos núcleos. Núcleos de baixa energia térmica não têm energia suficiente para se opor ao campo magnético na direção antiparalela. Já núcleos de elevada energia térmica possuem energia

suficiente para se opor ao campo e, à medida que aumenta a potência do campo magnético, diminui o número de núcleos com energia suficiente para isso. A energia térmica de um núcleo é determinada pela temperatura do paciente, que não pode ser alterada significativamente nas aplicações clínicas, logo, a ênfase está em conseguir campos magnéticos mais e mais potentes (WESTBROOK, 2000).

O número exato de prótons em cada nível de energia é governado por uma distribuição conhecida como “distribuição de Boltzmann”:

$$\frac{N_{\text{superior}}}{N_{\text{inferior}}} = e^{\frac{-\Delta E}{kT}} \quad (\text{equação 2.3})$$

onde  $N_{\text{SUPERIOR}}$  e  $N_{\text{INFERIOR}}$  são o número de prótons nos níveis de energia superior e inferior, respectivamente;  $T$  é a temperatura absoluta em Kelvin do volume de tecido e  $k$  é a constante de Boltzmann,  $1,381 \times 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$  (BROWN, 1995).

Na temperatura ambiente, como há um número maior de *spins* alinhados paralelamente, haverá sempre um pequeno excesso na direção paralela que produz um *spin* magnético resultante efetivo e sua soma vetorial resultante é denominada de “vetor magnetização efetiva” (VME).

A Figura 2-5 mostra um determinado instante do movimento precessional de um conjunto de prótons na presença de um campo de indução magnética externa, onde os prótons parecerão trilhar um cone, alguns com componentes  $z$  positivas e outros com componentes  $z$  negativas. Pode-se observar que, em razão da maior quantidade de prótons no cone superior, sua soma vetorial é diferente de zero e o VME será de magnitude constante e paralela à indução magnética  $B_0$ .

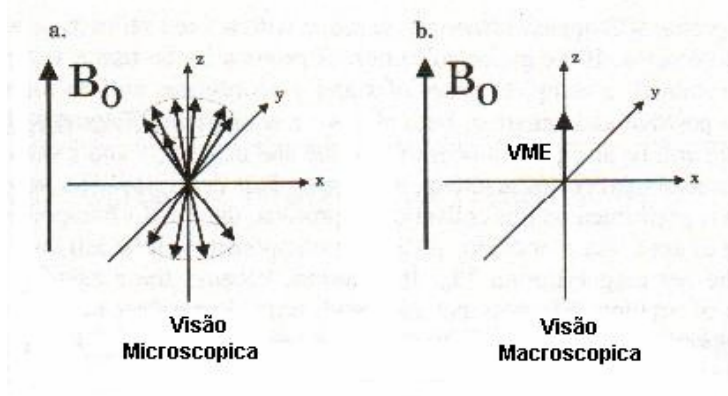
A magnitude do VME é maior em campos de alta potência que naqueles de baixa potência, ocasionando um sinal melhor, que é uma das características básicas para a qualidade da imagem (WESTBROOK, 2000; ACHARYA, 1995; BROWN, 1995).

O campo inteiro da IRM é baseado na manipulação do vetor de magnetização efetiva. A mais simples manipulação envolve a aplicação de um pulso de energia de RF contendo muitas frequências. Durante o pulso, os prótons absorvem energia em uma frequência específica. Após o pulso, os prótons reemitem a energia na mesma frequência, que é denominada frequência de Larmor (BROWN, 1995; FDA, 2002b; ACHARYA, 1995). A frequência de Larmor é importante porque é a frequência na qual o núcleo absorverá energia e que causará a mudança no seu alinhamento paralelo. (SCHWARTZ, 2001; FDA, 2002b).

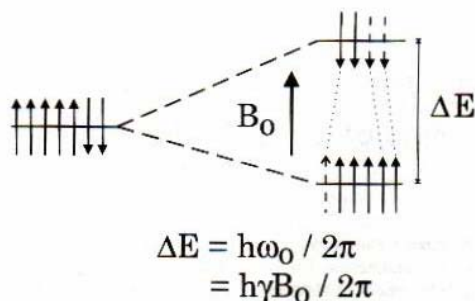
A frequência de energia absorvida por um próton individual é precisamente definida pelo campo magnético que o próton experimenta em razão da natureza quantizada do *spin*. Quando um próton é irradiado com energia de frequência correta ( $\omega_0$ ), será excitado e passará do nível de energia inferior para o nível de energia superior; ao mesmo tempo, um próton no nível de energia superior será estimulado a liberar sua energia e passará ao nível de energia inferior. A diferença de



energia  $\Delta E$  entre os dois níveis é exatamente proporcional à frequência  $\omega_0$  e, assim, à indução magnética  $B_0$ , conforme ilustrado na Figura 2-6. Somente energias nessa frequência estimularão transições entre os níveis de energia superior e inferior. Essa absorção de energia quantizada é conhecida como absorção ressonante e a frequência de energia é conhecida como frequência de ressonância (BROWN, 1995).



**Figura 2-5. Visão microscópica e macroscópica de um conjunto de prótons na presença de um campo de indução magnética externa. Observe o cone trilhado pelas componentes dos *spins* (z positivas e z negativas). Em virtude da maior quantidade de prótons no cone superior, sua soma vetorial é diferente de zero e o VME será de magnitude constante e paralela a  $B_0$  (BROWN, 1995)**



**Figura 2-6. Diagrama de Zeeman mostrando que a diferença de energia entre as duas configurações é proporcional à força da indução magnética e à correspondente frequência precessional  $\omega_0$ . Pelo fato de haver mais *spins* no estado de mais baixa energia, há mais absorção do que liberação de energia pelos *spins* (a constante de Planck [h] aqui é  $6,626 \times 10^{-34}$  J.s) (BROWN, 1995).**

## 2.2. As Consequências da Ressonância

Depreende-se de WESTBROOK (2000) e ACHARYA (1995) que a primeira consequência em se aplicar um pulso de RF à frequência de Larmor é que o VME (considerando um volume de tecido) rotaciona para fora de sua orientação de equilíbrio. O ângulo segundo o qual o VME sai do alinhamento é denominado “ângulo de inclinação” (*flip angle*) (Figura 2-7). A magnitude deste

ângulo depende da amplitude e da duração do pulso de RF. O ângulo de inclinação geralmente utilizado é de  $90^\circ$ , isto é, o VME recebe energia de RF suficiente para rotacionar  $90^\circ$  em relação ao campo de indução magnética principal, transferindo integralmente o VME do plano longitudinal para um VME no plano transversal que, por sua vez, realiza uma rotação no plano transversal à frequência de Larmor.

A segunda consequência da ressonância é que os *spins* magnéticos dos núcleos de hidrogênio dentro do VME no plano transversal movem-se em fase uns em relação aos outros. *Fase* é a posição de cada *spin* na trajetória precessional em torno do campo de indução magnética principal. Os *spins* que estão em fase encontram-se no mesmo ponto da trajetória precessional em torno do campo magnético principal num dado momento, ao passo que os *spins* que estão *fora de fase* não estão no mesmo ponto na trajetória precessional.

Na Figura 2-8 pode-se observar que, após a aplicação de um pulso de RF de 90 graus, os prótons, inicialmente, precessam em fase no plano transversal (2); passado um certo período de tempo, começam a sair de fase (flechas traçadas=mais rápidas; flechas pontilhadas=mais lentas) e tornam-se assíncronas uns em relação aos outros (3). Quanto mais tempo decorre (4,5), menor torna-se a coerência transversal, até que haja uma completa incoerência de fase (6) (BROWN, 1995).

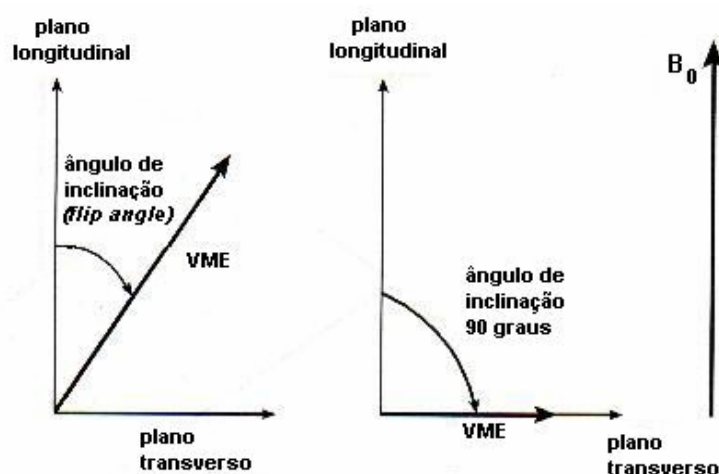


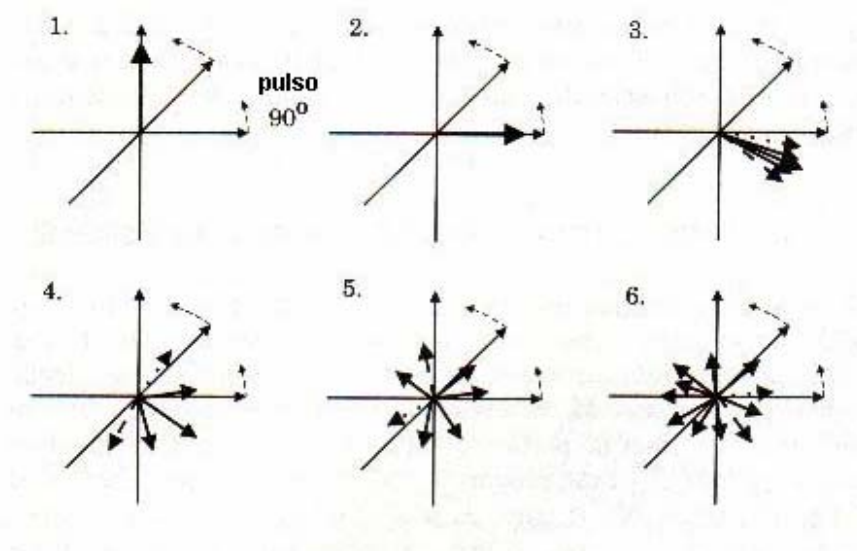
Figura 2-7. O ângulo de inclinação (*flip angle*) (WESTBROOK, 2000).

### 2.3. A Importância da Homogeneidade do Campo Magnético Estático

Como visto da discussão feita, colocar um volume de tecido em um campo magnético é um requisito essencial da IRM, porém não é suficiente colocá-lo em qualquer tipo de campo. Para se conseguir obter qualidade da imagem, é essencial que o campo, produzido pelo equipamento de IRM, seja extremamente uniforme, ou seja, a força do campo magnético e a distribuição de suas

linhas de campo devem ser aproximadamente a mesma em todos os pontos dentro deste volume de interesse (SCHWARTZ, 2001; CAVALIERE, 2002; PODOL'SKII, 2002).

Essa importância é resultado da dependência sobre a força do campo magnético, já que a frequência de Larmor é diretamente proporcional à força do campo. Portanto, se a força do campo magnético é a mesma para todos os pontos no volume, todos os pontos ressonarão à mesma frequência.



**Figura 2-8. Uma projeção da rotação mais lenta do que a frequência  $\omega_0$  é mostrada nesta figura, demonstrando a ocorrência do defasamento entre os *spins* (BROWN, 1995).**

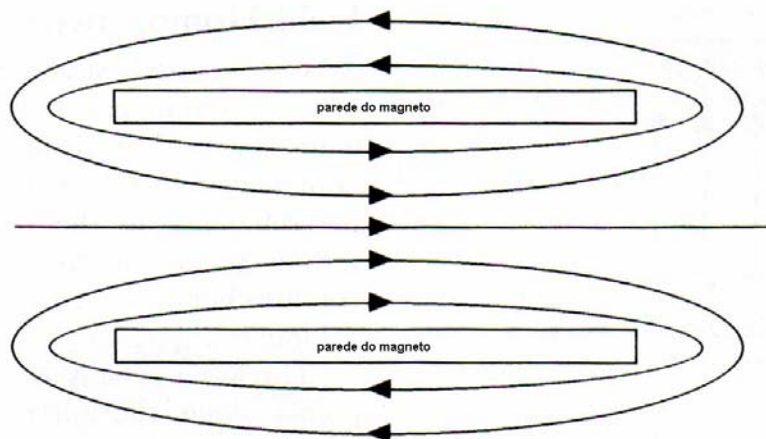
A uniformidade, ou homogeneidade, de um campo magnético é definida pela diferença na força do campo da indução magnética ( $B_0$ ) em vários pontos na superfície do volume de imagem. Para muitos escâners comerciais o volume considerado é uma esfera. A homogeneidade é medida a partir da medição dos pontos ao longo da superfície da esfera. As exigências da IRM são tais que a homogeneidade é medida em partes por milhão (ppm) de dispersão do valor médio de referência do campo de indução magnética. Por exemplo, para um magneto de 1,5 T (Tesla), uma parte por milhão é igual a  $1,5 \times 10^{-6}$  T. Especificações técnicas típicas exigem que o sistema seja uniforme a  $\pm 2,5$  ppm sobre uma esfera de 40 cm.

Conforme o ponto de vista da literatura de engenharia elétrica consultada, o nome correto de magneto e eletromagneto é, respectivamente, ímã e eletroímã. No entanto, utilizam-se, neste texto, os termos magneto e eletromagneto, por serem os mais comumente encontrados na literatura técnica correspondente a IRM.

Mesmo que o magneto satisfaça às especificações de homogeneidade do fabricante, quando é instalado no ambiente clínico está sujeito aos efeitos de interação com os materiais circundantes, inclusive interagindo com a blindagem eletromagnética. A blindagem eletromagnética é necessária

porque os magnetos podem ser colocados próximos às salas cirúrgicas ou estacionamentos; portanto, a sala que contém o equipamento de IRM deve ser blindada para que as áreas circunvizinhas a ela sejam protegidas dos efeitos eletromagnéticos causados pelo equipamento e vice-versa. Esta blindagem, por sua vez afetará a homogeneidade do campo magnético do equipamento e, portanto, deverá ser compensado.

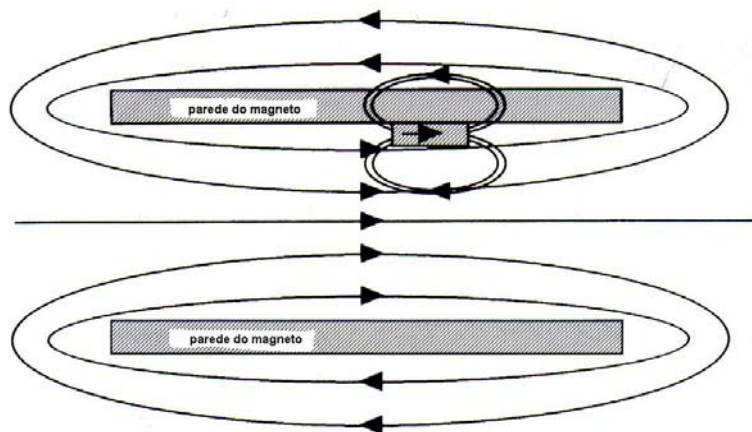
Em muitos sistemas de IRM, para satisfazer às especificações de homogeneidade, colocam-se peças de aço na parte externa ou interna da cavidade do magneto a fim de reforçá-lo e conseguir a desejada homogeneidade do campo magnético, mas também podem ser utilizadas bobinas eletromagnéticas de reforço. Na Figura 2-9 pode-se ver uma seção transversal do magneto, mostrando as paredes do magneto e o campo magnético. Colocando o sistema de reforço próximo às paredes do magneto, o material atua como um magneto, gerando seu próprio campo magnético.



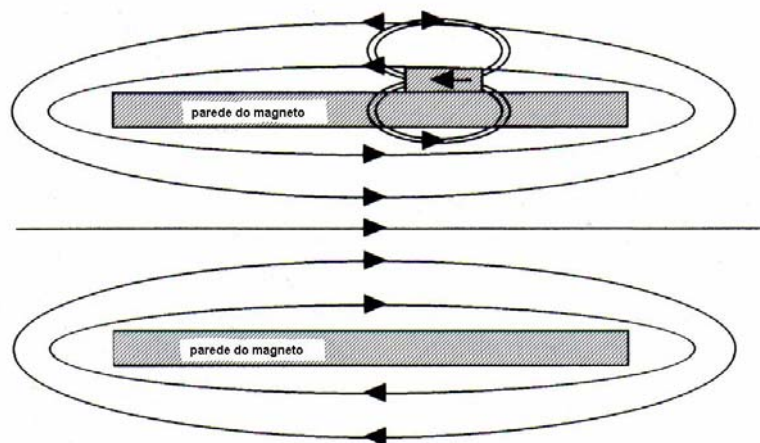
**Figura 2-9. Seção transversal de um magneto supercondutor mostrando as linhas de campo magnético dentro do magneto (SCHWARTZ, 2001)**

Quando a barra magnética de ferro é colocada junto à parede do lado de dentro do magneto, o campo da barra magnética interage com o campo do magneto principal (Figura 2-10). Os pólos da barra magnética estão alinhados com os pólos do magneto principal. No centro do magneto, as linhas de campo da barra magnética percorrem uma direção oposta às linhas do magneto principal, diminuindo a força total do campo.

Da mesma maneira, se for colocada a barra magnética fora das paredes do magneto principal, ocorrerá o efeito oposto no centro do magneto principal, porque o pólo da barra magnética está oposto ao pólo do magneto principal e as linhas de campo da barra, agora, somar-se-ão à força do magneto principal (Figura 2-11) (SCHWARTZ, 2001).



**Figura 2-10. Efeito da redução do campo magnético global (SCHWARTZ, 2001).**



**Figura 2-11. O efeito no aumento da força do campo magnético global (SCHWARTZ, 2001)**

## 2.4. O Sinal de IRM

Após a aplicação do pulso de RF, o VME entra em ressonância, entrando em precessão e em fase no plano transversal. As leis de indução de Faraday afirmam que, colocando uma bobina receptora ou qualquer outro fio condutor perpendicular a um campo magnético em movimento (o VME em precessão no plano transversal), induz-se uma tensão elétrica na bobina receptora. O sinal é produzido quando uma magnetização coerente (em fase) passa pela bobina. A frequência do sinal é a mesma que a frequência de Larmor e a sua magnitude depende do grau de magnetização presente no plano transversal (WESTBROOK, 2000; FDA, 2002b).

As estimulações de RF detectadas na bobina receptora constituem todo o sinal da IRM. Todo o efeito de contraste da IRM deve-se a T1, T2, fluxo, densidade de prótons, suscetibilidade magnética, entre outros, e se manifesta como alterações na magnetização transversal detectada pela bobina receptora de RF (LUFKIN, 1999).

A amplitude inicial de RF detectado é proporcional à densidade de prótons do volume do tecido, um sinal inerentemente fraco (LUFKIN, 1999; CLARE, 1997; SIJBERS, 1998).

De relevante importância também em IRM é o conceito de relaxamento, processo pelo qual os prótons liberam a energia de RF absorvida e retornam a sua configuração original (BROWN, 1995). Em seqüência, será visto o conceito de densidade de prótons, os três tipos de relaxamento encontrados em IRM e como é o comportamento de seu sinal.

#### 2.4.1. Densidade de Prótons

A densidade de prótons é definida como a concentração de átomos de hidrogênio ressonante em uma dada região anatômica e é a fonte primária de sinal dentro de um volume de escaneamento (CLARE, 1997; EDUMED, 2002a; WOODWARD, 2001).

Como se verifica na Tabela 2-2, a concentração de prótons de hidrogênio ou a densidade de prótons difere apenas por uma pequena margem percentual entre os tecidos, mas já é o suficiente para ocasionar uma diferença razoável no sinal dos tecidos quando os parâmetros do equipamento de IRM são ajustados para se obter uma imagem ponderada por densidade de prótons (FREIMARCK, 2001; CLARE, 1997).

Tabela 2-2. Valores de densidade de prótons em vários tecidos (FREIMARCK, 2001).

TECIDO	DENSIDADE DE PRÓTONS
MÚSCULO	100
MASSA BRANCA	100
GORDURA	98
FLUÍDO CEREBROESPINHAL	96
RIM	95
MASSA CINZENTA	94
BAÇO	92
FÍGADO	91
SANGUE	90
PÂNCREAS	86
OSSO CORTICAL	1-10
PULMÃO	1-5
AR	<1

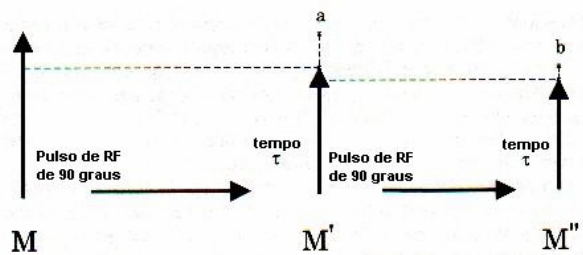
#### 2.4.2. Relaxamento ou Recuperação T1

A estimulação da RF adiciona energia ao sistema e, em termos quânticos, faz os prótons saltarem para um estado de energia superior. O processo de liberação dessa energia para o retículo químico circundante e o regresso dos prótons ao estado de baixa energia são conhecidos como “relaxamento T1” (LUFKIN, 1999; SIJBERS, 1998; CLARE, 1997; ACHARYA, 1995).

Os campos reticulares originam-se dos outros núcleos circunvizinhos e de moléculas paramagnéticas. Então, assim como a razão de oscilação da RF interfere na eficiência da

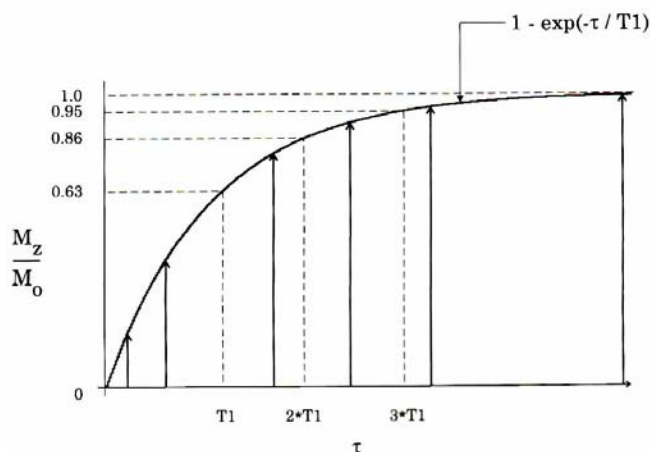
estimulação, a frequência das flutuações dos campos reticulares também interfere na eficiência do relaxamento T1.

Como as técnicas de IRM requerem múltiplas repetições da estimulação da RF, se outro pulso de RF for aplicado antes de ter havido a recuperação integral do relaxamento T1, os tamanhos dos VME's subsequentes serão menores (Figura 2-12). Portanto, a razão de relaxamento longitudinal caracterizada pelo tempo de recuperação T1 afeta o sinal da magnetização transversa e o contraste das imagens (LUFKIN, 1999).



**Figura 2-12.** Após um pulso de RF de 90 graus, a magnetização longitudinal (M) é regenerada através do relaxamento T1. Se o tempo entre os pulsos de RF sucessivos,  $\tau$ , é insuficiente para a completa recuperação de M, apenas M' estará presente a tempo para o próximo pulso de RF (a). Se decorre novamente um tempo  $\tau$ , então apenas M'' estará presente (b). M'' será menor do que M', mas a diferença será menor do que a diferença entre M e M' (BROWN, 1995)

Por definição, T1 (ms) é o tempo que leva para a recuperação de 63% da magnetização longitudinal do tecido ( $M_z$ ) após o pulso de RF (Figura 2-13)(BROWN, 1995)



**Figura 2-13.** A curva de relaxamento T1. Imediatamente após o pulso de RF, não há magnetização longitudinal ( $M_z=zero$ ). Num breve intervalo de tempo depois, a magnetização longitudinal é observada à medida que os prótons liberam sua energia devido ao relaxamento T1. Gradualmente, à medida que mais prótons liberam sua energia, uma grande fração de  $M_z$  é reestabelecida. Eventualmente,  $M_0$  será restaurado completamente. A mudança de  $M_z/M_0$  com o tempo  $\tau$  segue um processo de crescimento exponencial. A constante de tempo para este processo é T1 (BROWN, 1995)

Conforme WOODWARD (2001), TR “é o intervalo de tempo necessário para que se recupere a magnetização longitudinal depois do pulso de RF de 90 graus”.

A relação da intensidade do sinal (I) com o tempo T1 depende do tempo de repetição (TR) (tempo entre pulsos de RF de 90 graus) e do próprio tempo T1 do tecido. Conforme mostrado na Figura 2-12, considerando que o TR é o tempo (ms) desde o início do primeiro pulso de RF de 90 graus até ser dado outro pulso de RF de 90 graus, a fim de se iniciar uma nova seqüência de pulsos, a relação é expressa na equação 2-4 (LUFKIN, 1999).

$$I = f\left\{1 - e^{-\left(\frac{TR}{T1}\right)}\right\} \quad (\text{equação 2-4})$$

Como esse parâmetro depende da amostra de tecido, proporciona informações úteis para as imagens em IRM (LUFKIN, 1999; ACHARYA, 1995). Diferentemente da concentração da densidade de prótons, o tempo de relaxamento T1 pode variar bastante (Tabela 2-3). Com tais variações profundas nesses valores, é relativamente fácil tomar vantagem disso e ajustar as seqüências de pulso da imagem para produzir contraste de tecido ponderado em T1 (FREIMARCK, 2001).

Tabela 2-3. Valores de tempos de relaxamento T1 para vários tecidos, medidos com o valor da força de indução magnética de 1 Tesla (FREIMARCK, 2001)

TECIDO	TEMPO T1
<b>GORDURA</b>	<b>180 ms</b>
<b>FÍGADO</b>	<b>270 ms</b>
<b>MASSA BRANCA</b>	<b>390 ms</b>
<b>BAÇO</b>	<b>480 ms</b>
<b>MASSA CINZENTA</b>	<b>520 ms</b>
<b>MÚSCULO</b>	<b>600 ms</b>
<b>SANGUE</b>	<b>800 ms</b>
<b>FLUIDO CEREbroESPINAL</b>	<b>2000 ms</b>
<b>ÁGUA</b>	<b>2500 ms</b>

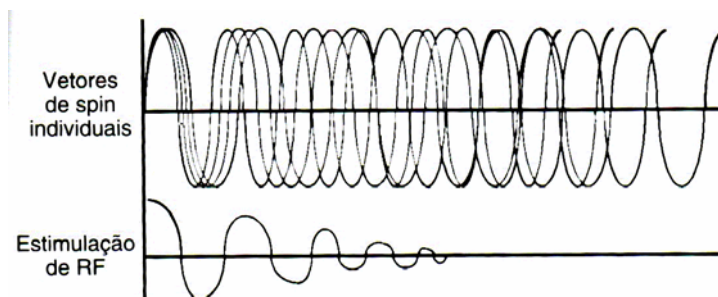
#### 2.4.3. O Sinal do Decaimento de Indução Livre (DIL)

Pode-se depreender de LUFKIN (1999), CLARE (1997), WESTBROOK (2000) e ACHARYA (1995) que, ocorrendo o relaxamento, a amplitude do sinal de IRM detectado pela bobina receptora declina efetiva e rapidamente até zero. Esse sinal oscilatório amortecido é denominado de “declínio (ou decaimento) de indução livre” (DIL). Como a amplitude inicial do DIL é proporcional ao número de prótons (densidade de prótons) presentes na amostra, a razão de declínio é caracterizada pelo termo de declínio exponencial T2\*(tê-dois-estrela).

Pela relação de Larmor, o campo de indução magnética experimentado pelos prótons determina a freqüência de precessão; portanto, as não-homogeneidades dos campos magnéticos



loais vão produzir frequências precessionais ligeiramente diferentes, ocasionando a perda de coerência ou defasagem transversa (Figura 2-14). Essa perda de coerência se traduz na perda da corrente induzida na bobina receptora de RF; portanto, o sinal de RF detectado pela bobina será muito menor do que se estivesse em fase, para uma mesma densidade de prótons.



**Figura 2-14. Perda de magnetização transversa com o tempo em razão da defasagem de *spin* (LUFKIN, 1999).**

Como este declínio depende de imperfeições do campo magnético e não do paciente, este efeito  $T2^*$  contém poucas informações úteis a respeito da amostra e é eliminado com a aplicação de um pulso de RF de 180 graus após a aplicação do pulso de RF de 90 graus. Essa é uma das razões para a necessidade de se manter uma alta homogeneidade do campo magnético principal (LUFKIN, 1999).

#### 2.4.4. Relaxamento ou Declínio $T2$ e $T2^*$

Como visto anteriormente, o decaimento de indução livre é ocasionado pela incoerência de fase dos prótons no plano transversal (plano  $xy$ ) após um pulso de RF de 90 graus, e o processo pelo qual a magnetização transversa é perdida é denominado “relaxamento  $T2$  ou  $T2^*$ ”.

O relaxamento transversal é ocasionado pela troca de energia entre os núcleos vizinhos (relaxamento *spin-spin*) e é uma fonte de perda irreversível do sinal no plano transversal (Figura 2-15). Essa troca de energia ocorre da interação dos campos magnéticos de cada núcleo vizinho (WESTBROOK, 2000; LUFKIN, 1999; SIJBERS, 1998; CLARE, 1997; ACHARYA, 1995).

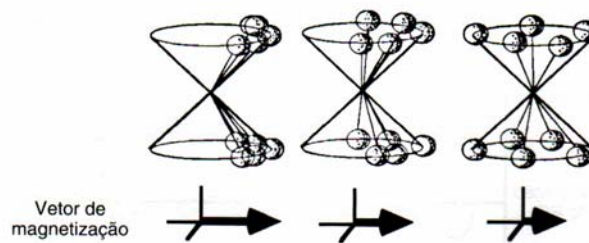
Essa perda irreversível do sinal está relacionada à perda universal da entropia prescrita pela “Segunda Lei da Termodinâmica” (LUFKIN, 1999).

Por definição,  $T2$  (em ms) é o tempo necessário para reduzir a magnetização transversal (plano  $xy$ ) a 37% de seu valor original após o pulso de RF de 90 graus (Figura 2-16), quando esse processo irreversível é a única causa para a perda de coerência. Este tempo de defasagem  $T2$  sempre será menor ou igual a  $T1$  (BROWN, 1995).

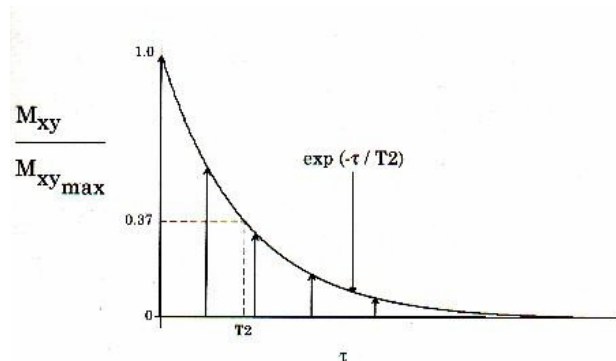
Segundo a definição de WOODWARD (2001), o TE “é o tempo desde o pulso de RF de excitação inicial até o pico de seu eco reemitido”.

Conforme LUFKIN (1999), a relação da intensidade do sinal ( $I$ ) com o tempo de relaxamento  $T_2$  depende do período do pulso de 90 graus até o eco (denominado “tempo de eco” ou  $TE$ ) e, ainda, do  $T_2$  do tecido. Este autor define tempo de eco como “o tempo decorrente da aplicação do pulso de RF ao pico máximo do sinal induzido na bobina receptora”. A relação da intensidade do sinal pode ser expressa na equação 2-5.

$$I = f\left\{e^{-\left(\frac{TE}{T_2}\right)}\right\} \quad (\text{equação 2-5})$$



**Figura 2-15.** Perda da magnetização transversa em virtude dos efeitos do relaxamento transverso (LUFKIN, 1999).



**Figura 2-16.** Curva do relaxamento  $T_2$  no plano transversal (BROWN, 1995).

Há várias causas potenciais para a perda de coerência transversal. Uma delas, já comentada, é o movimento de prótons adjacentes em virtude de vibrações ou rotações moleculares (Segunda Lei da Termodinâmica), sendo responsável pelo relaxamento *spin-spin* ou o verdadeiro  $T_2$ . Outra causa surge do fato de que um próton nunca experimenta um campo magnético que é 100 % uniforme ou homogêneo. À medida que o próton precessa experimenta uma flutuação do campo magnético local, ou seja, uma flutuação na densidade de fluxo magnético, causando uma mudança na sua frequência precessional ( $w_0$ ) e uma perda na coerência de fase transversal. Essa não-uniformidade no campo magnético principal vem de três fontes (BROWN, 1995):

- não-homogeneidade do campo magnético principal, pois há sempre um grau de não-uniformidade no campo principal em razão de imperfeições na fabricação do

magneto, da composição das paredes do edifício próximas ou de outras fontes externas de metal;

- não-homogeneidade induzida pela amostra de tecido humano, já que as diferenças na suscetibilidade magnética ou no grau de magnetização de tecidos adjacentes (osso, ar, etc) causará distorção no campo magnético local próximo à interface entre os diferentes tecidos;
- gradientes de campo magnético para a formação de imagens. A técnica utilizada para a localização espacial gera uma não-homogeneidade do campo magnético que induz ao defasamento do próton.

Para BROWN (1995), o planejamento adequado da seqüência de pulsos eliminará os gradientes de campo magnético como uma fonte de defasamento. As outras fontes contribuirão para o tempo de relaxamento transversal total,  $T2^*$  (tê-dois-estrela), conforme a equação 2-6:

$$\frac{1}{T2^*} = \frac{1}{T2} + \frac{1}{T2_M} + \frac{1}{T2_{MS}} \quad (\text{equação 2-6})$$

onde  $T2_M$  é o tempo de defasagem, pela não-homogeneidade do campo magnético principal, e  $T2_{MS}$  é o tempo de defasagem devido às diferenças de suscetibilidade magnética. Para muitas situações,  $T2_M$  predomina de modo que o decaimento da magnetização transversa após o pulso de RF de 90 graus, o DIL, é determinado pelo  $T2^*$ , em vez de apenas  $T2$ .

Algumas fontes de defasamento do próton podem ser revertidas pela aplicação de um pulso de RF de 180 graus, onde os prótons recuperam sua coerência transversa, que induzirá um outro sinal na bobina receptora, conhecida como “*spin eco*”.

Já as fontes de defasamento que não mudam em virtude da aplicação do pulso, da não-homogeneidade do campo magnético e da suscetibilidade magnética, serão canceladas porque o próton experimentará exatamente as mesmas interações, o que significa que as contribuições para o relaxamento  $T2^*$  dessas fontes estáticas desaparecerão. Somente o relaxamento *spin-spin* irreversível não é afetado pelo pulso de RF de 180 graus, de modo que, para um *spin eco*, a perda de coerência de fase e amplitude do sinal deve-se somente ao relaxamento  $T2$ .

Na Tabela 2-4, podem-se verificar os tempos de relaxamento  $T2$ , medidos com força de indução magnética de 1 Tesla e perceber que, com tais variações, é relativamente fácil produzir contraste do tecido, como acontece com o relaxamento  $T1$  (FREIMARCK, 2001).

Segundo LUFKIN (1999), os valores teciduais de  $T2$  apresentam muito pouca dependência com a potência do campo, diferentemente dos valores teciduais de  $T1$ , que até aumentam um pouco quando se aumenta o campo magnético, ocasionado pela eficiência do relaxamento  $T1$ , que depende da potência do campo externo. Apesar de os dois acontecerem simultaneamente e afetarem

a qualidade da imagem, tanto o relaxamento T1 quanto T2 são basicamente independentes um do outro.

A intensidade (I) do sinal de IRM causada pela magnetização transversa, representada como brilho de pixel, é uma função dos tempos de relaxamento T1 e T2, da densidade de prótons (N), do fluxo (f[velocidade]), da suscetibilidade magnética, assim como das características do pulso de RF. Algumas dessas relações são expressas na equação 2-7 abaixo, para seqüências *spin eco*:

$$I = N \cdot f(v) \cdot e^{-\left(\frac{TE}{T2}\right)} \cdot \left(1 - e^{-\left(\frac{TR}{T1}\right)}\right) \quad (\text{equação 2-7})$$

Tabela 2-4. Tempos de relaxamento T2 para vários tecidos, medidos com o valor da força de indução magnética de 1 Tesla (FREIMARCK, 2001).

TECIDOS	TEMPO T2
MÚSCULO	40 ms
FÍGADO	50 ms
BAÇO	80 ms
GORDURA	90 ms
MASSA BRANCA	90 ms
MASSA CINZENTA	100 ms
SANGUE	180 ms
FLUIDO CEREBROESPINAL	300 ms
ÁGUA	2500 ms

## 2.5. Suscetibilidade Magnética

De acordo com LUFKIN (1999), todas as substâncias respondem quando colocadas num campo magnético. O grau em que a substância chega a ser magnetizada ou a razão da magnetização aplicada ao campo magnético resultante da substância é a suscetibilidade magnética.

A suscetibilidade magnética, além do fenômeno da ressonância, também afeta a imagem, baseando-se na presença de elétrons pareados ou não pareados dos átomos componentes. Muitos tecidos no corpo têm elétrons pareados que, colocados no campo magnético principal, levam à indução de um campo magnético fraco, na direção oposta àquela do campo aplicado, diminuindo-o. Esses tecidos têm uma suscetibilidade levemente negativa e são denominados “diamagnéticos”.

Um conjunto menor de componentes dos tecidos tem a característica de ter elétrons não pareados que se comportam alinhando-se ao campo. Se estiverem presentes em quantidade suficiente, este efeito domina os efeitos diamagnéticos, mais fracos, portanto, aumentando o campo naquela região e ocasionando uma suscetibilidade positiva.

As substâncias com elétrons não pareados podem ser paramagnéticas, superparamagnéticas ou ferromagnéticas, que alteram significativamente o contraste da imagem, intensificando o relaxamento dos sinais de IRM dos prótons adjacentes através do encurtamento de T1 e/ou T2.

### 2.5.1. Paramagnetismo

O efeito dessas substâncias é algumas ordens de grandeza mais fraco que aquele de outras substâncias com suscetibilidade positiva, e sua magnetização induzida retorna a zero ao ser desativado o campo magnético aplicado; mesmo assim, melhora a eficiência do relaxamento T1 e T2 dos tecidos.

### 2.5.2. Superparamagnetismo

Estes materiais têm suscetibilidade magnética positiva da ordem de 100 a 1000 vezes maior que aquela das substâncias paramagnéticas, que têm efeitos pronunciados sobre o contraste da imagem (encurtamento de T2). Sua magnetização também retorna a zero após a remoção do campo magnético aplicado.

### 2.5.3. Ferromagnetismo

Estes materiais também possuem uma elevada suscetibilidade magnética positiva, porém, diferentemente dos materiais para e superparamagnéticos, têm uma magnetização residual permanente, mesmo quando é removido o campo aplicado.

## 2.6. Meios de Contraste

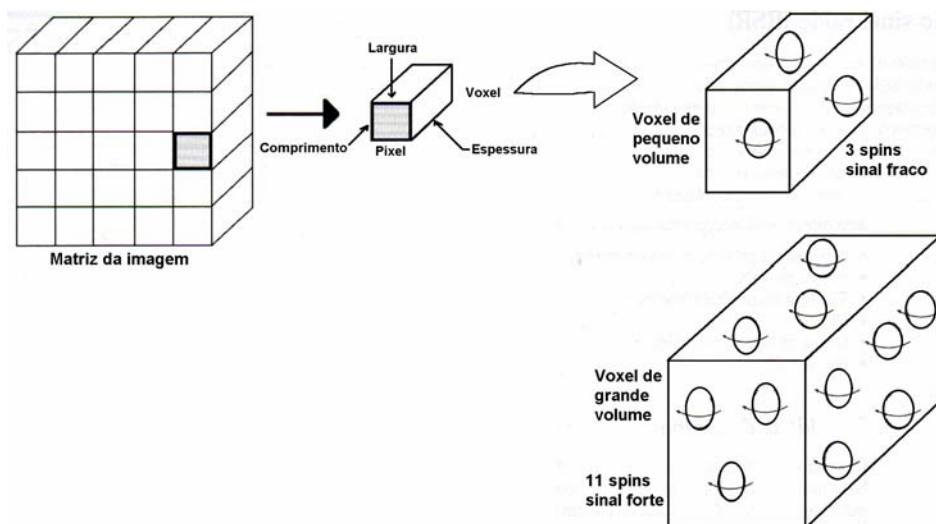
Segundo BROWN (1995), LUFKIN (1999) e WESTBROOK (2000), os meios de contraste afetam seletivamente os tempos de relaxamento T1 e T2 nos tecidos. Os de uso mais comum em IRM têm como base o gadolínio. Existem geralmente disponíveis quatro formas de meios de contraste a base de gadolínio: o gadopentetato, a gadodiamida, o gadoteridol e o gadoterato meglumina. Esses apresentam diferenças na sua estrutura molecular e, conseqüentemente, diferenças nos efeitos colaterais, associados ao grau de tendência em liberar o íon tóxico gadolínio dentro do corpo humano.

## 2.7. Ponderação da Imagem

Para demonstrar um contraste por T1, por densidade de prótons ou por T2, são escolhidos parâmetros específicos de tempo (TR e TE) para uma determinada seqüência de pulsos. A seleção desses parâmetros de forma apropriada pondera uma imagem, de modo que um dos mecanismos de relaxamento realiza um contraste que predomina sobre os demais (WESTBROOK, 2000; FREIMARCK, 2001; ACHARYA, 1995; FRIEDMAN et al., 1989).

## 2.8. Formação e Codificação das Imagens

Para gerar as imagens em IRM, é fundamental situar com precisão seu sinal. A estratégia de apresentação visual do sinal da IRM utiliza os conceitos de voxels e pixels, onde a amostra é um volume tecidual específico, designado como elemento de volume ou voxel (Figura 2-17).



**Figura 2-17. Ilustração da matriz da imagem , voxel, pixel e volume do voxel (adaptado de LUFKIN, 1999).**

Um conjunto bidimensional de voxels constitui o corte da imagem. A espessura do corte é definida do voxel e uma das superfícies do voxel é denominada “elemento pictórico” ou “pixel”. Todos os pixels de um determinado corte formam a imagem e o voxel, na sua totalidade, determina a intensidade do sinal da IRM, aparecendo na imagem como um valor de intensidade de cinza para este pixel (LUFKIN, 1999; BROWN, 1995; ACHARYA, 1995).

Inicialmente, serão abordados os conceitos de pixel, voxel, matriz e campo de visão (CDV) e, depois, os fundamentos necessários para o entendimento da formação e da codificação das imagens.

### 2.8.1. Pixels

Conforme afirmam WESTBROOK (2000), EDUMED (2002a) e WEBER (2002), a unidade de base de uma imagem digital é o pixel. O brilho do pixel, para a IRM, representa a potência do sinal da IRM gerado por unidade de volume do tecido do paciente ou voxel.

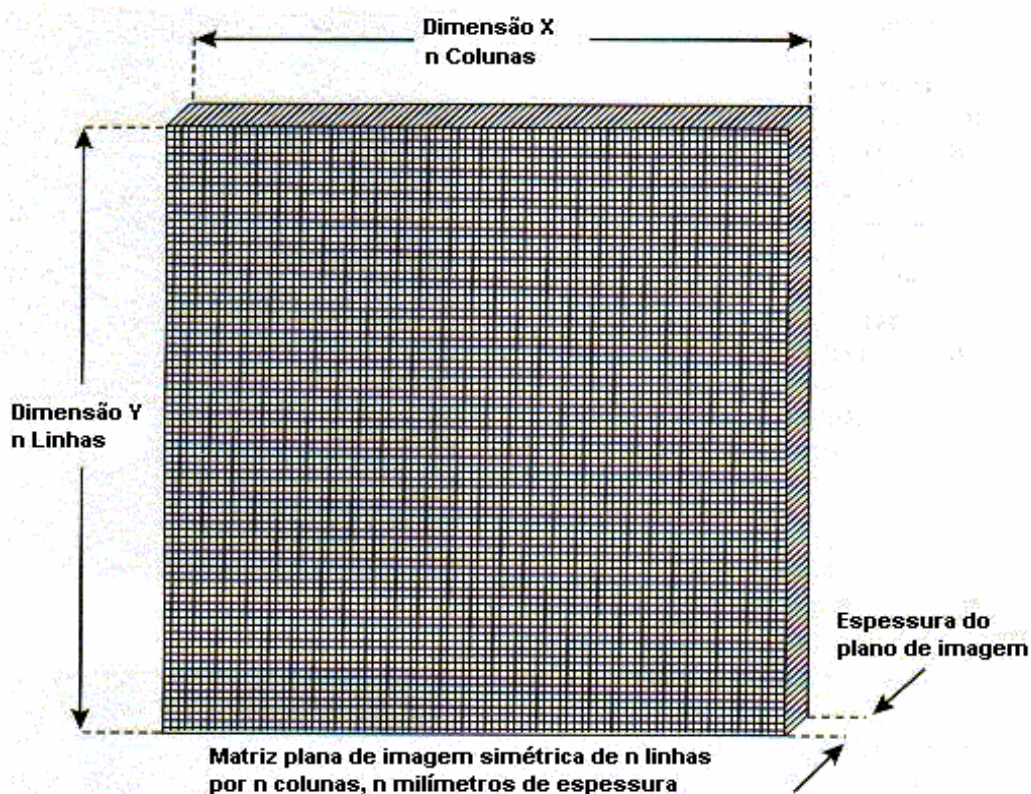
De acordo com WOODWARD (2001), são unidades individuais que coletivamente compreendem as dimensões da matriz. No caso da IRM, os pixels são as unidades bidimensionais do voxel cujo sinal produz uma média durante a Transformada Rápida de Fourier (FFT); também representam a imagem mostrada no monitor de vídeo depois da reconstrução da imagem. Na Figura 2.17 está representado o pixel.

### 2.8.2. Voxels

Para a IRM, são unidades tridimensionais das quais o sinal é obtido durante o processo de reconstrução da imagem. O volume do voxel é manipulado pela seleção da espessura do corte e da dimensão da matriz. A Figura 2-17 representa um voxel e seu volume (WOODWARD, 2001; EDUMED, 2002a).

### 2.8.3. Matriz

Para WOODWARD (2001), a matriz é o comprimento e a largura total da área escaneada em IRM, sendo compreendida por um grande número de pixels individuais, representada na Figura 2-18. Já HERLIDOU (1999) comenta que a matriz corresponde ao número de pixels que cobrem o campo de visão.



**Figura 2-18. Matriz com n linhas em Y dimensão e n colunas em X dimensão (WOODWARD, 2001).**

### 2.8.4. Campo de Visão (CDV)

Segundo WOODWARD (2001), o campo de visão é a região anatômica de interesse definida pela matriz e pela resolução espacial. Já HERLIDOU (1999) afirma que o campo de visão corresponde à superfície do organismo humano em estudo que abrange uma imagem.

### 2.8.5. Gradientes do Campo Magnético

Um gradiente do campo magnético é uma variação do campo magnético com a distância ou, adaptando a IRM, uma variação ao longo da dimensão do paciente, sendo em grau muito pequeno. Este gradiente é produzido por um sistema de bobinas, denominado de sistema de bobinas gradiente de campo magnético que muitas vezes, nesse trabalho, é denominado simplesmente de gradiente. Quando há a superposição do gradiente ao campo magnético principal, a frequência ressonante dos prótons varia juntamente com o gradiente, ou seja, a frequência dos prótons varia com a localização espacial ao longo do gradiente aplicado (LUFKIN, 1999; ACHARYA, 1995).

O sistema de IRM deve ser capaz de localizar espacialmente o sinal em três dimensões, dessa forma posicionando cada sinal no ponto exato da imagem (WESTBROOK, 2000). Para isso, há três bobinas gradientes nos instrumentos de IRM, denominadas Gx, Gy e Gz, que se encontram orientadas ortogonalmente no espaço (LUFKIN, 1999). Um dos gradientes é utilizado para a seleção do corte, e os outros dois, para as outras tarefas de localização da imagem: a codificação de fase e a codificação de frequência.

### 2.8.6. Formação de Imagens pela Transformada de Fourier Bidimensional (TF-2D)

A técnica TF-2D é o método de obtenção da imagem no pré-processamento muito utilizado nos modernos equipamentos de IRM. Esta técnica baseia-se em três etapas distintas, cada uma codificando um eixo espacial diferente do corte 2D: seleção de cortes, codificação de fase e codificação de frequência (LUFKIN, 1999; CLARE, 1997; ACHARYA, 1995).

### 2.8.7. Seleção de Cortes

O gradiente de seleção de cortes inicia o processo do fornecimento da informação para uma imagem. Ativa-se um gradiente durante o pulso de 90 graus da seqüência de pulsos, o qual se torna o gradiente de seleção de cortes. O pulso de RF excita frequências de uma determinada largura de faixa, uma dada frequência central, e seleciona, dessa maneira, um volume de prótons. Para cortes mais finos, utilizam-se gradientes mais agudos ou faixas de largura menor, desde que se faça presente uma relação sinal-ruído aceitável (ACHARYA, 1995; HUANG, 2001; LUFKIN, 1999; CLARE, 1997; BROWN, 1995).

Uma consequência importante é que a mínima espessura de corte é dependente, sobretudo, da força máxima do gradiente do sistema (HUANG, 2001).



### 2.8.8. Codificação de Fase

O gradiente de seleção de cortes já foi utilizado para selecionar a fatia de tecido. A etapa seguinte é codificar as duas dimensões espaciais restantes, por meio dos dois gradientes que sobram para formar a imagem (CLARE, 1997).

Para se compreender melhor, LUFKIN (1999) orienta que se considere uma fatia do tecido com nove prótons, que será localizada no espaço (Figura 2-19). A frequência dos *spins* é representada pelo número de setas presentes e a fase, pela direção da seta grande. A ativação de um dos dois gradientes restantes tem o efeito de alterar ligeiramente a potência do campo ao longo de seu eixo, alterando a frequência de Larmor dos prótons ao longo do gradiente (Figura 2.19B).

Transcorrido um certo intervalo de tempo, da ordem de milissegundos, como os prótons têm frequências diferentes de acordo com a localização, não permanecem mais em fase (Figura 2-19C).

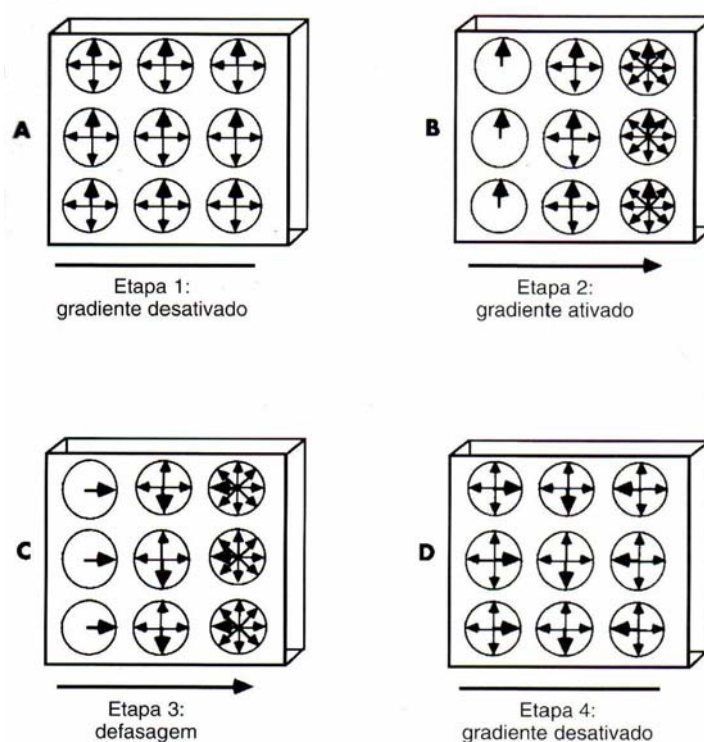
A Figura 2-19D mostra que o gradiente foi desativado e que todos os prótons retornam a uma frequência constante, em virtude da potência do campo magnético principal, porém, embora todas as frequências retornem a um valor constante, os ângulos de fase permanecem diferentes, de acordo com a localização ao longo do eixo. Portanto, a localização foi codificada juntamente com a fase, razão pela qual este gradiente é chamado de “gradiente de codificação de fase”.

### 2.8.9. Codificação de Frequência

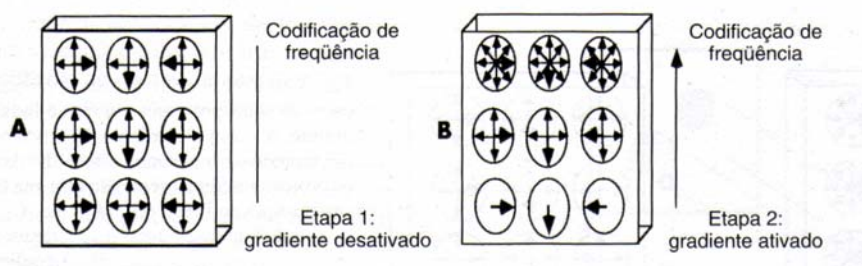
LUFKIN (1999), juntamente com o NATIONAL RESEARCH COUNCIL (1996) e ACHARYA (1995) afirmam que, para codificar a última dimensão espacial, dispõe-se do último gradiente. Este terceiro gradiente altera o campo magnético ao longo do gradiente e a frequência dos prótons muda de acordo com sua localização espacial (Figura 2-20). Ainda LUFKIN (1999) afirma que este gradiente exerce sua função na qual ele é ativado durante a coleta do eco, para que as informações espaciais codificadas por este sejam detectadas na estimulação de RF do eco. Por isso, é denominado “gradiente codificador da frequência” ou “gradiente de leitura”.

Para que ocorra a leitura do sinal de eco, utilizam-se detectores sensíveis à amplitude (brilho pixel), à fase e à frequência do sinal. A ordem de ativação dos gradientes é a mesma que foi colocada aqui, em sequência, para a formação das imagens.

Neste ínterim faz-se uma observação sobre a importância de conhecer o eixo da fase e o eixo da frequência, pois alguns artefatos de imagem (artefatos da imagem são ruídos ou erros que aparecem na imagem e, degradam a sua qualidade) acontecem unicamente no eixo de leitura (frequência), sendo necessário modificar esses eixos para minimizar ou eliminar os efeitos desses artefatos.



**Figura 2-19. Codificação de fase.** A, Com o gradiente desativado, todos os prótons estão à mesma frequência e fase. B, Ao ser ativado o gradiente, os prótons imediatamente alteram sua frequência de acordo com sua posição através do gradiente. C, Após um pequeno intervalo de tempo, os ângulos de fase também se alteram de acordo com sua posição ao longo do gradiente. D, O gradiente codificador de fase é desativado novamente e todos os prótons retornam à precessão na mesma frequência. No entanto, os ângulos de fase permanecem alterados de acordo com a posição de quando o gradiente estava ativado (LUFKIN, 1999).



**Figura 2-20. Codificação de frequência.** A, Com o gradiente desativado, todos os prótons estão em precessão na mesma frequência. Os ângulos de fase são diferentes devido aos efeitos da etapa anterior de codificação de fase. B, Quando o gradiente está ativado, a frequência dos spins modifica-se conforme a localização ao longo do gradiente (LUFKIN, 1999).

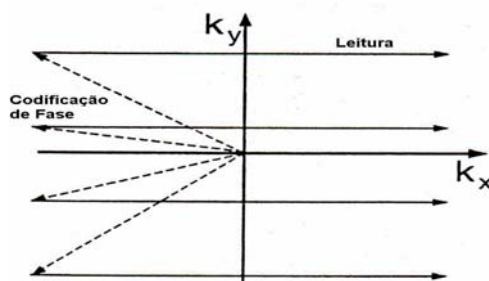
#### 2.8.10. Matriz de Formação das Imagens

A abordagem mais comum de matriz de formação das imagens utilizada nas imagens TF-2D é esquadrihar uma matriz de aquisição de dados bidimensionais denominada de “espaço-k”,

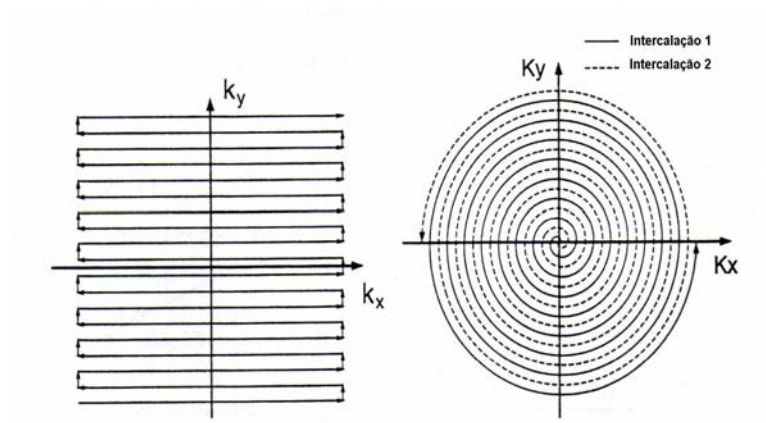
onde várias linhas horizontais cobrem uma grade retilínea no espaço-k bidimensional (Figura 2-21). As linhas horizontais da grade são adquiridas utilizando-se 128 a 256 excitações separadas pelo tempo TR, que é determinado pelo contraste desejado e o ângulo de inclinação de RF para os componentes da imagem. As linhas horizontais esquadrihadas através do espaço-k são deslocadas em k, um gradiente de pulso variável que acontece antes que a aquisição de dados se inicie. Esses deslocamentos variáveis em k são denominados de “codificação de fase” porque afetam a fase do sinal em vez da frequência, e a quantidade desses deslocamentos é chamada de “número de codificações de fase” ( $N_f$ ). Portanto, para cada k, fase codificada, o sinal é adquirido, ao passo que os gradientes de seleção de cortes e de leitura são mantidos constantes (BRONZINO, 1995; BROWN, 1995).

Para escaneamento de imagens rápidas, são necessárias técnicas de formação de imagens nas quais mais de uma única linha do espaço-k deve ser coberta em uma única excitação. A abordagem mais comum, chamada de “imagem ecoplanar” (IEP), percorre o espaço-k de um lado ao outro em um único pulso de excitação. Na esquerda da Figura 2-22, quando todas as linhas horizontais no espaço-k forem adquiridas, os dados são enviados para processamento por transformada de Fourier bidimensional (TF2D) para a reconstrução da imagem (BRONZINO, 1995).

Desde 1992, tem-se desenvolvido uma nova técnica de formação de imagens, denominada de “espiral”, que atravessa mais eficientemente o espaço-k e minimiza os artefatos de fluxo encontrados no esquema de aquisição cartesiano do espaço-k convencional para os escaneamentos de imagens rápidas pela técnica de formação de imagens TF2D. Os dados são interpolados para uma grade retangular bidimensional e, então, a TF2D reconstrói a imagem. O desenvolvimento do método em espiral fornece alta relação sinal-ruído (RSR), diminui os artefatos de fluxo e torna o escaneamento mais rápido, sendo muito útil na aquisição de imagem coronária por IRM (Figura 2-22) (BÖRNERT, 2001; NATIONAL RESEARCH COUNCIL, 1996; CLARE, 1997; GRAVES, 1997).



**Figura 2-21. Representação do padrão de escaneamento da sequência de imagem TF-2D. Somente quatro das  $n$  linhas horizontais do espaço-k são mostradas. Os dados são coletados durante a travessia horizontal. Depois que todas as linhas do espaço-k forem adquiridas, uma TF2D reconstrói a imagem (BRONZINO, 1995)**



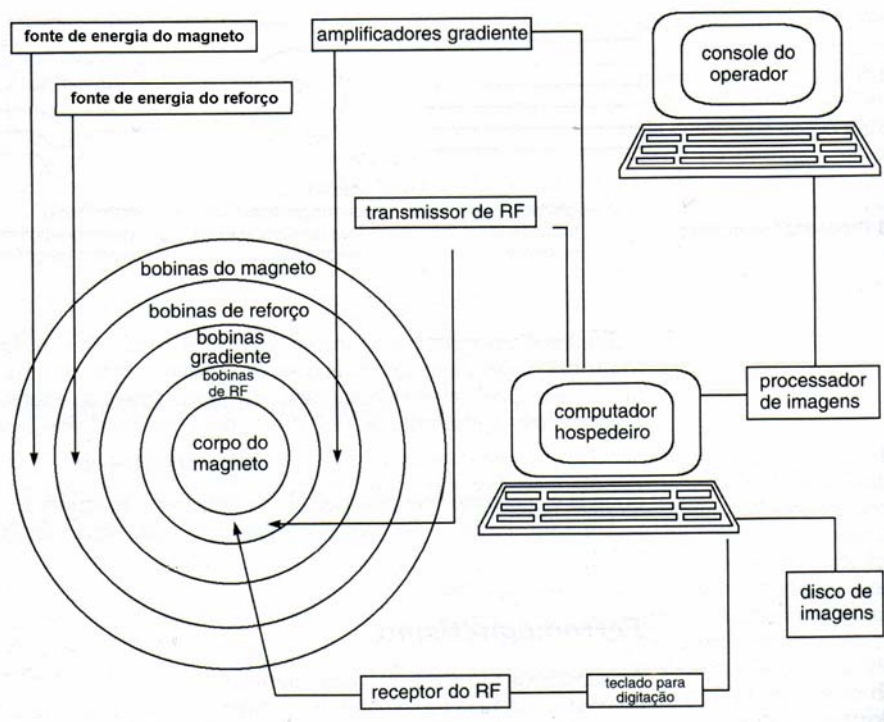
**Figura 2-22. Métodos alternativos para travessia rápida do espaço-k. Na esquerda está a trajetória ecoplanar. Na direita está uma trajetória em espiral intercalada (BRONZINO, 1995).**

### 3. INSTRUMENTOS E EQUIPAMENTOS

Neste capítulo descrevem-se os equipamentos necessários para completar o processo de produção de imagens em IRM. Apesar da variedade de sistemas de obtenção de imagens por IRM disponíveis atualmente, todos os instrumentos de IRM têm os mesmos subsistemas básicos, que podem ser divididos em:

- magneto principal;
- bobinas gradientes de campo magnético;
- transmissor e receptor de radiofrequências (RF);
- processador de imagens;
- sistema de computadores;

Cada um destes componentes desempenha um papel específico e fundamental na IRM, dispondo de parâmetros e opções de desempenho particulares (WESTBROOK, 2000; NATIONAL RESEARCH COUNCIL, 1996; CLARE, 1997; LUFKIN, 1999; BROWN, 1995; BRONZINO, 1995). Para ter uma idéia inicial do inter-relacionamento entre as partes, apresenta-se a Figura 3.1.



**Figura 3-1. Instrumentos de IRM (WESTBROOK, 2000).**

### 3.1. Campo Magnético Principal

De acordo com LUFKIN (1999), a função deste componente é formar um campo magnético estático uniforme, sobre o qual se superpõem os gradientes do campo magnético e os pulsos de RF necessários para a obtenção das imagens.

Ainda, supor que o tipo ou a potência do campo magnético define completamente o desempenho de um sistema de IRM é um engano. Embora afete objetivamente o desempenho das máquinas, os demais componentes podem contribuir de forma igual ou maior em algumas situações. De fato, no caso dos modernos instrumentos de IRM, o tipo e a potência de campo do magneto principal são apenas dois dos fatores que contribuem para a qualidade final da imagem.

O NATIONAL RESEARCH COUNCIL (1996) e o LUFKIN (1999) afirmam que atualmente dispõe-se de quatro diferentes tipos de magnetos para a geração do campo magnético principal: magnetos permanentes, magnetos de resistência com núcleo de ar, magneto de resistência com núcleo de ferro e os magnetos supercondutores (Tabela 3-1).

Tabela 3-1. Características dos diversos modelos de magneto (LUFKIN, 1999).

MAGNETO	EIXO DO CAMPO	INSTALAÇÃO	LIMITE SUPERIOR	CUSTO	CAMPOS MARGINAIS
PERMANENTE	VERTICAL OU HORIZONTAL	COMPONENTES /PRÉ-MONTADO	0,3T(TESLA)	BAIXO	BAIXOS
RESISTÊNCIA COM NÚCLEO DE AR	HORIZONTAL	PRÉ-MONTADO	0,2T	MÉDIO	MÉDIOS
RESISTÊNCIA COM NÚCLEO DE FERRO	VERTICAL	COMPONENTES /PRÉ-MONTADO	0,6T	MÉDIO	MÉDIOS
SUPERCONDUTOR	HORIZONTAL	PRÉ-MONTADO	4,0T+	ALTO	ALTOS

Para LUFKIN (1999), independentemente da potência do campo, as prescrições físicas para um instrumento de IRM clínico de corpo inteiro recomendam que a cavidade tubular deve possibilitar conter um ser humano, instrumento de RF e gradientes adicionais. Além do tamanho físico do magneto, o NATIONAL RESEARCH COUNCIL (1996) e CLARE (1997) também partilham da mesma opinião, entendendo que o campo produzido também deve ter um alto grau de uniformidade, tanto temporal como espacial. A uniformidade temporal é a estabilidade do campo ao longo do tempo e a uniformidade espacial é importante para a obtenção de imagens, necessitando ser tão baixa quanto algumas centenas de partes por milhão (ppm) num volume de 50 cm<sup>3</sup>.

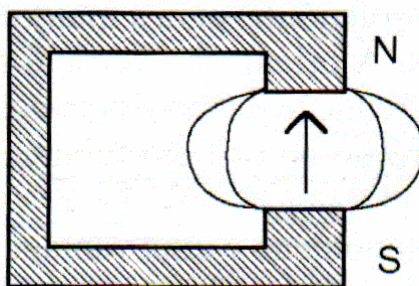
### 3.1.1. Magnetos Permanentes

De acordo com WESTBROOK (2000), PODOL'SKII (2002) e LUFKIN (1999), os magnetos permanentes são constituídos de grandes blocos de material ferromagnético, que conservam seu magnetismo após serem expostos a outro campo magnético. O material mais comumente utilizado na sua produção é uma liga de alumínio, níquel e cobalto, conhecido como *alnico*, com aspecto semelhante ao de uma ferradura simples.

Essa configuração é a mais eficiente, em termos de consumo de energia e custo operacional, entre os quatro tipos de magneto, pois não necessita de força eletromotriz ou unidade resfriadora adicional para a ativação do campo magnético e tem, portanto, um baixo custo operacional. Porém é impossível desligá-lo, o que, então, é um pequeno inconveniente. No entanto, devido à baixa força de campo magnético conseguida com esse tipo de magneto, acaba não sendo muito eficiente, do ponto de vista clínico, ou seja, esse magneto não proporciona força de campo magnético suficiente para que haja uma qualidade da imagem eficiente, em termos diagnósticos.

Embora sejam de fácil instalação, os magnetos permanentes tendem a ser pesado. Outra vantagem é o sistema autoprotegido, pois tem uma via de fluxo magnético marginal que se mantém praticamente confinado aos limites da sala de exame. A linha de isofluxo de 5 G de um instrumento de 0,3 T encontra-se a apenas um metro do orifício tubular do magneto.

As placas terminais, na maior parte desse tipo de magneto, estão orientadas de tal forma que o campo produzido entre elas se encontra na direção vertical (Figura 3-2), o que é importante, pois possibilita o uso de bobinas de RF do modelo solenóide (tecnologicamente mais eficiente) e uma grande redução da tendência dos objetos metálicos à aceleração em direção à cavidade tubular do magneto (efeito míssil), permitindo, dessa maneira, examinar pacientes com um extenso equipamento de suporte vital. Outra limitação desta tecnologia deve-se às baixas potências de campo (em torno de 0,3 T) e à baixa RSR associada.



**Figura 3-2. Modelo de magneto permanente. O campo vertical é produzido entre duas placas terminais do magneto (LUFKIN, 1999)**

### 3.1.2. Eletromagnetos

As leis da indução eletromagnética afirmam que, passando uma corrente por um fio reto longo, gera-se um campo magnético em torno desse fio, sendo a potência da indução magnética proporcional à quantidade de corrente que passa através do fio, dada pela equação 3-1:

$$B_0 = k \cdot I \quad (\text{equação 3-1})$$

Para a geração de altos campos, uma propriedade importante utilizada é a passagem de corrente elétrica por dois fios retos paralelos em direções opostas, gerando dois campos de indução magnética que tendem a se cancelar mutuamente na região situada entre os dois fios. Quando as correntes elétricas fluem na mesma direção nos dois fios, os campos de indução magnética formados tendem a se somar (WESTBROOK, 2000).

#### 3.1.2.1. Eletromagnetos Solenóides

Segundo LUFKIN (1999) e WESTBROOK (2000), ao invés de utilizar vários fios em paralelo, pode-se enrolar um fio formando muitas voltas, como uma mola. Esses rolos formam uma bobina e agem como se fossem fios retos paralelos, baseados no modelo teórico ideal para um eletromagneto, necessário para a produção de um campo perfeitamente uniforme (Figura 3.3). Isso é denominado “eletromagneto solenóide” e, já que as voltas do fio parecem uniformemente espaçadas, o campo magnético formado é consideravelmente uniforme, em virtude de gerar potência de campo semelhante de uma a outra extremidade. A potência da indução magnética resultante é dada pela equação 3-2.

$$B_0 = \frac{2\pi \cdot k \cdot N \cdot I}{R} \quad (\text{equação 3-2})$$

Esta é a base dos modelos de magnetos de resistência e também dos supercondutores, que serão vistos a seguir.

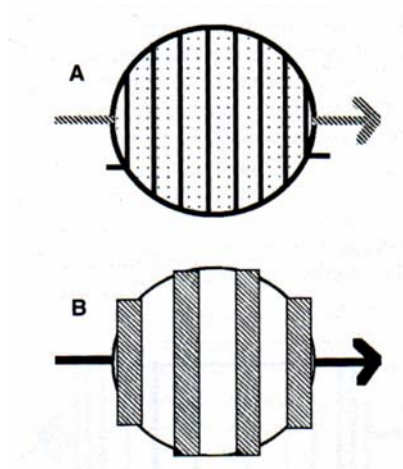
#### 3.1.2.2. Magnetos de Resistência com Núcleo de Ar

Estes magnetos são construídos tipicamente de quatro bobinas coaxiais de cobre ou alumínio associadas com camisas resfriadoras à água. Isso porque, à medida que tem de manter a corrente na bobina para gerar o campo, este tipo de magneto precisa de força elétrica bastante significativa (por exemplo, 20 kW a 0.12 T) e, ainda, produz calor por resistência, necessitando de resfriamento hídrico (LUFKIN, 1999).

Para LUFKIN (1999) e WESTBROOK (2000), esses fatores elevam os custos operacionais do magneto, além de determinar o limite superior da potência do campo possível, já que a energia a

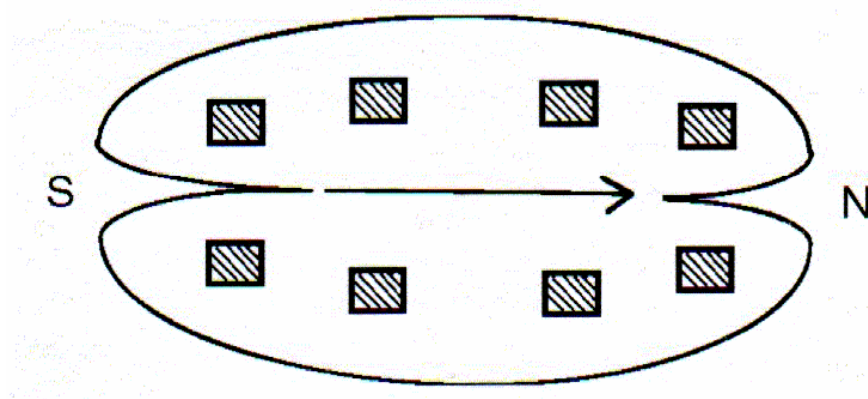


ser dissipada aumenta com o quadrado da corrente. Por essa razão, a potência máxima do campo num sistema desse tipo é inferior a 0,3 T.



**Figura 3-3. Modelos de eletromagneto. A. Eletromagneto ideal com fios condutores que formam uma esfera, o que limita o acesso do paciente ao campo. B. Aproximação prática da esfera por meio de bobinas, sendo possível o acesso do paciente e mantendo, ainda, uma boa uniformidade espacial (LUFKIN, 1999).**

Muitos destes magnetos são orientados de forma que o paciente fique ao longo do orifício tubular do magneto, com um campo principal de eixo horizontal (Figura 3-4). Gera, assim, campos marginais significativos, que se estendem por uma distância apreciável em torno do magneto, sendo potencial fonte de aceleração de objetos metálicos (efeito de míssil). No entanto, o campo pode ser desligado instantaneamente apertando-se um interruptor.



**Figura 3-4. Magneto de resistência com núcleo de ar (LUFKIN, 1999).**

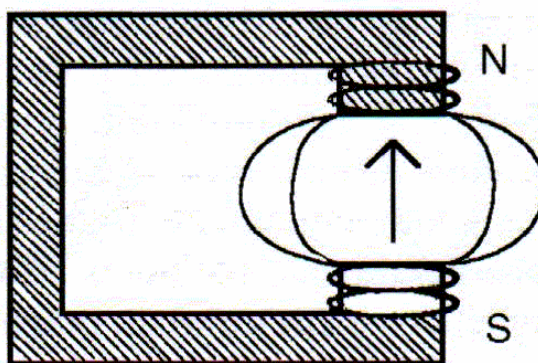
### **3.1.2.3. Magnetos de Resistência com Núcleo de Ferro (Híbridos)**

Segundo LUFKIN (1999), este tipo de magneto reúne as características dos sistemas magnéticos permanentes e de resistência com núcleo de ar. Construtivamente, formam-se blocos de ferro ou outros materiais mais exóticos em grandes placas terminais magnéticas, montadas em

hastes metálicas, como o magneto permanente, e adicionando-se bobinas a cada placa terminal, como nos magnetos de resistência com núcleo de ar (Figura 3-5).

As necessidades de força e resfriamento são menores que num modelo com núcleo de ar com potência do campo parecida, em virtude do componente de resistência do núcleo de ferro, acarretando menores custos operacionais.

O grande componente de ferro atua como escudo e via de fluxo de retorno intrínseco, de tal forma que os campos magnéticos marginais são reduzidos a um mínimo, como nos magnetos permanentes e com orientação do eixo do campo principal, em sua maioria, na vertical, o que possibilita o uso de bobinas de RF do modelo solenóide, as quais mais eficientes. Essa orientação do campo principal reduz os campos marginais, diminuindo o efeito míssil dos objetos metálicos ao redor e criando melhores condições de segurança para se trabalhar próximo ao magneto. Este magneto chega a potências superiores ao que é possível conseguir com aqueles modelos dos quais é derivado, como é mostrado na Tabela 3-1.



**Figura 3-5. Magneto de resistência com núcleo de ferro. Assim como no magneto permanente, o campo vertical é produzido entre as placas terminais do magneto (LUFKIN, 1999).**

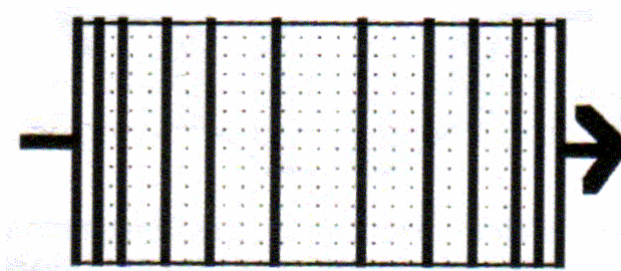
#### **3.1.2.4. Magnetos Supercondutores**

Conforme LUFKIN (1999) e o NATIONAL RESEARCH COUNCIL (1996), os magnetos supercondutores são eletromagnetos solenóides que exploram o fato de que a resistência elétrica dos metais se altera com a temperatura. Consegue-se reduzir acentuadamente a resistência resfriando as bobinas próximo ao zero absoluto ( $-270^{\circ}\text{C}$ ) com hélio líquido, para se manter um estado supercondutor.

Na prática, isso é implementado num grande criostato a vácuo ou *dewar* (semelhante a uma garrafa térmica), que contém as bobinas supercondutoras. Os cabos desses magnetos são ligas de nióbio e titânio, ou similares, que são supercondutores entre 10 a 20 Kelvin (K).

Muitos magnetos supercondutores são enrolados em torno de cilindros de alumínio ou fibra de vidro, com a condição esférica ideal simulada pelo número variável de voltas dos fios (Figura 3-6).

Inicialmente, a corrente circula pelos rolos de fio e gera um campo magnético ou eleva o campo até a potência (elevação por rampa). Os fios são, então, super-resfriados por substâncias com propriedades criogênicas (na maioria hélio (He) líquido) para eliminar a resistência, processo que é denominado de “banho criogênico” (WESTBROOK, 2000; NATIONAL RESEARCH COUNCIL, 1996; CLARE, 1997). O hélio líquido, por ser caro, tem sua ebulição reduzida por uma camada isolante de nitrogênio líquido mais barato. Dispõe-se de sistemas fechados de refrigeração para capturar e recondensar o hélio, reduzindo consideravelmente as necessidades de manutenção.



**Figura 3-6. O eletromagneto esférico ideal é simulado pelo espaçamento variado das bobinas magnéticas. Como ocorre com outros eletromagnetos solenóides, é produzido um campo horizontal (LUFKIN, 1999).**

Pode ocorrer a falha deste sistema, caso ocorra um apagamento (*quench*), ou seja, o magneto passe de supercondutor a resistivo. Esse apagamento ocorre pelo colapso rápido do campo magnético, da liberação de calor e da evaporação súbita dos criogênicos, que pode causar um problema de segurança para o paciente, em virtude do rápido deslocamento do oxigênio respirável, sendo necessários grandes espaços sobre o magneto para a coleta do gás (LUFKIN, 1999).

O magneto supercondutor produz campos de indução magnéticas de potência elevada, que ultrapassam o valor de 1 Tesla, com pequeno gasto de energia (depois da partida inicial em rampa do campo magnético), visto que não é necessária uma fonte de energia adicional para manter elevada a potência do campo magnético, resultando em um custo operacional relativamente baixo (WESTBROOK, 2000).

O eixo do campo principal tem direção horizontal e, por essa razão, campos marginais significativos estão presentes nos magnetos supercondutores (LUFKIN, 1999).

### 3.1.3. Campos Marginais

De acordo com WESTBROOK (2000) e BROWN (1995), todos os magnetos têm um campo magnético marginal em algum grau, que é o campo magnético desviante fora do corpo do magneto, desrespeitando os limites de paredes, pisos ou tetos convencionais, o que tem de ser

levado em consideração para que não se estendam a áreas em que estejam presentes pacientes contra-indicados aos campos magnéticos, aparelhos de monitoramento e outros aparelhos mecânicos e ativados magneticamente.

#### 3.1.4. Isolamento

Os campos magnéticos marginais podem ser isolados por dois processos: isolamento passivo e isolamento ativo. O isolamento passivo é realizado revestindo-se com aço as paredes da sala de exame, o que é de baixo custo e de confinamento eficaz. O isolamento ativo utiliza-se de outros magnetos solenóides fora do banho criogênico, que restringem as linhas do campo magnético num espaço aceitável, porém é mais dispendioso.

#### 3.1.5. Bobinas de Reforço

Em virtude de limitações de projeto, é praticamente impossível gerar campos magnéticos perfeitamente homogêneos dentro do eletromagneto. Por isso, utilizam-se pedaços de metal ou outros rolos de fio com corrente para corrigir os distúrbios de homogeneidade. Esse processo se chama “reforço” e o rolo de fio extra é denominado “bobina de reforço”. O sistema de reforço por bobina precisa de uma fonte de força separada das demais fontes de energia do sistema, já que uma falha na fonte de energia do reforço comprometeria a qualidade da imagem (CLARE, 1997; WESTBROOK, 2000; BROWN, 1995; PULYER, 2002).

### 3.2. Sistemas de Bobinas Gradiente do Campo Magnético

A finalidade das bobinas gradiente é fornecer variações lineares no campo magnético principal uniforme, possibilitando a localização espacial do sinal de IRM para a formação de imagens. Isso é realizado superpondo-se esses gradientes, relativamente fracos, a um campo magnético principal uniforme mais forte (LUFKIN, 1999; WEBSTER, 1998; NATIONAL RESEARCH COUNCIL, 1996; BROWN, 1995; SCHAEFER, 2000).

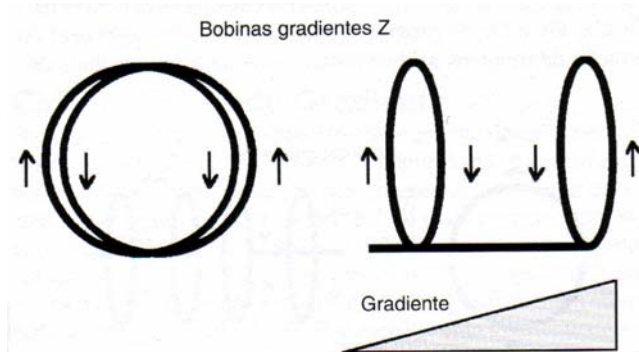
Apesar de o tipo de magneto principal ser importante para o desempenho do aparelho, as bobinas gradiente definem de muitas maneiras os limites do desempenho na obtenção de imagens (LUFKIN, 1999).

Conforme o NATIONAL RESEARCH COUNCIL (1996), o sistema de bobinas gradiente constitui-se de dois componentes principais: a bobina gradiente e a fonte de energia do gradiente, que geralmente é um amplificador de áudio controlado digitalmente. Ainda segundo o autor, há dois tipos de bobinas gradientes: as bobinas gradientes de corpo inteiro e as bobinas locais.

As bobinas locais, por serem menores que as bobinas de corpo inteiro, são projetadas para propósitos ou áreas anatômicas específicas, o que proporciona duas vantagens fundamentais sobre

as bobinas de corpo inteiro: desempenho superior (melhores amplitudes e tempo de elevação dos gradientes) e baixo custo.

Segundo LUFKIN (1999) e CLARE (1997), os gradientes de campo são produzidos ao longo do eixo do paciente (eixo z) por duas bobinas (Figura 3-7). A corrente flui em direções opostas em cada bobina, gerando o gradiente do campo, que funciona da seguinte maneira: o campo gerado por uma alça de corrente aumenta ligeiramente o campo principal de um lado e o diminui do outro, com efeito zero no meio.



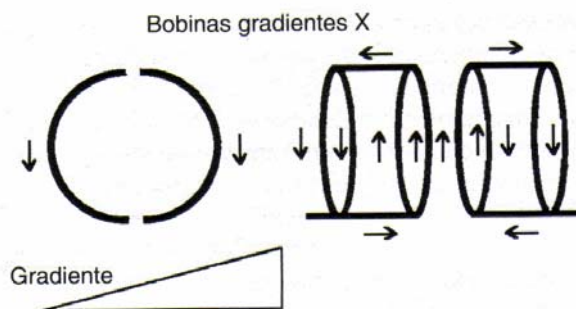
**Figura 3-7. Bobinas gradiente Z( $G_z$ ), que geralmente varrem o plano horizontal da cabeça aos pés (LUFKIN, 1999).**

Os dois outros gradientes ortogonais são gerados com arranjos de bobinas um pouco mais complexas, que geram gradientes de campo magnético no eixo do paciente por fluxo de corrente em direções opostas em cada metade das bobinas, as quais combinadas com o primeiro gradiente abordado, possibilitam a geração de gradientes lineares em cada um dos três eixos ortogonais (Figuras 3-8, 3-9 e 3-10).

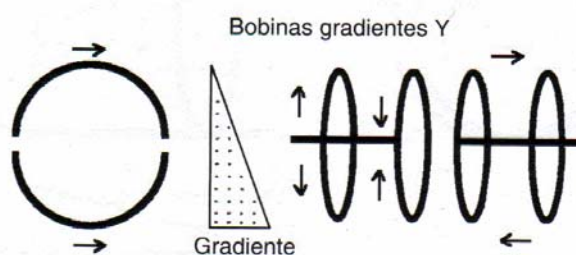
LUFKIN (1999) comenta que os gradientes devem ser mais abertos, ou seja, suficientemente fortes para reduzir as não-homogeneidades do campo e os erros por mudança química ou desvio químico<sup>1</sup> (*chemical shift*), conseguindo, assim, gerar imagens de maior resolução espacial. As desvantagens de gradientes mais abertos são: maior necessidade de energia, tempos de elevação mais longos, aumento das correntes parasitas e menor relação sinal-ruído.

Para caracterizar o desempenho das bobinas gradiente, precisa-se analisar a amplitude do gradiente, o tempo de elevação e a razão de giro ou ciclo de tarefa. A uniformidade do campo principal e a linearidade dos gradientes produzem, em conjunto, uma tela lisa sobre a qual se “pinta” a imagem de IRM.

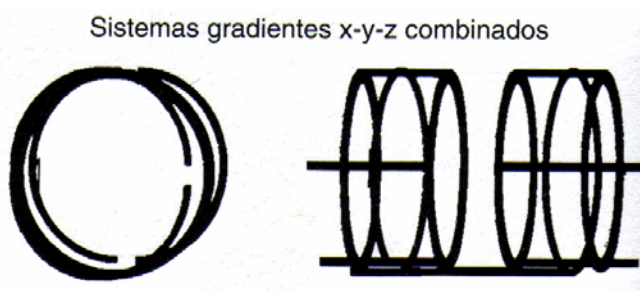
<sup>1</sup> O desvio químico é o fenômeno onde os átomos de hidrogênio, quando associados aos diferentes materiais (exemplo, água e gordura) ressonam em frequências levemente diferentes (a separação da frequência entre a gordura e a água em campos magnéticos de 1,5 Tesla é de cerca de 250 Hz).



**Figura 3-8. Bobinas gradiente X ( $G_x$ ), que geralmente varrem o plano horizontal da esquerda para a direita (LUFKIN, 1999).**



**Figura 3-9. Bobinas gradiente Y ( $G_y$ ), que geralmente varrem o plano vertical de cima para baixo (LUFKIN, 1999).**



**Figura 3-10. Sistema gradiente x-y-z combinado (LUFKIN, 1999).**

### 3.2.1. Amplitude da Bobina de Gradiente de Campo

Ao ser ativado, o gradiente não alcança o valor máximo instantaneamente, mas eleva-se linearmente do zero até o valor máximo (não é necessário que a elevação seja linear) (Figura 3-11). O valor máximo do gradiente geralmente é especificado em mT/m e define a amplitude do gradiente. A área sob a forma de onda do gradiente determina a resolução espacial que pode ser obtida (LUFKIN, 1999; PICKER, 1997; BROWN, 1995).

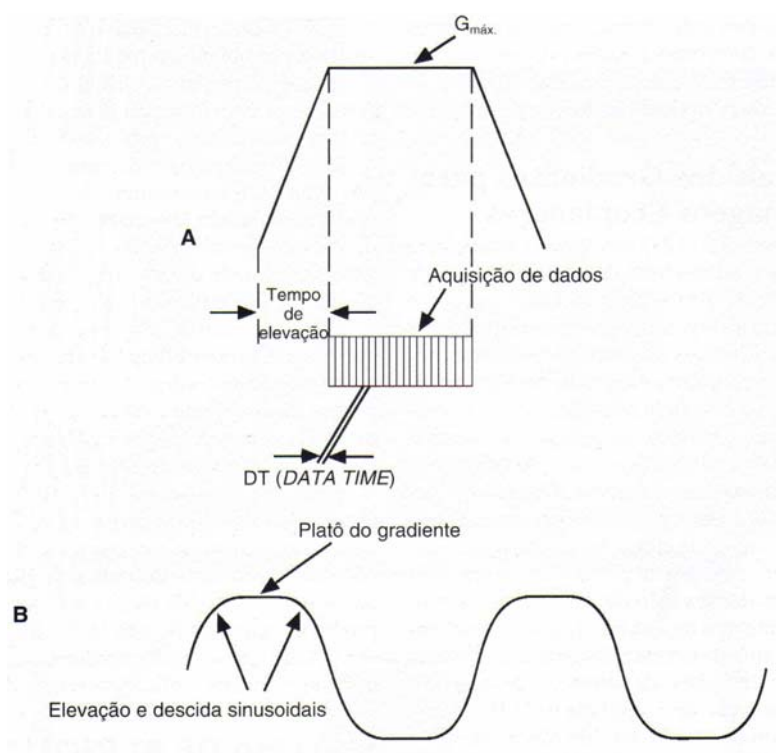
### 3.2.2. Tempo de Elevação da Bobina de Gradiente de Campo

É o tempo necessário para o gradiente alcançar sua amplitude integral após a aplicação da força (Figura 3.11). Dependendo da rapidez deste tempo, é possível o uso de gradientes de

amplitude elevada para a produção de cortes finos ou uma grande resolução espacial dentro do plano de obtenção de imagens (LUFKIN, 1999; PICKER, 1997; BROWN, 1995).

### 3.2.3. Ciclo de Tarefa da Bobina de Gradiente de Campo

De acordo com LUFKIN (1999) e BROWN (1995), o ciclo de tarefa é definido como o tempo durante o qual a bobina gradiente pode permanecer “ativada” num período TR e é expresso em porcentagem. Quando elas ficam “desativadas”, possibilita-se um período de resfriamento antes de serem novamente “ativadas”. Seu limite determina o número máximo de cortes que pode ser adquirido num período TR. Melhoramentos recentes dos equipamentos computadorizados permitem um ciclo de tarefa de 100%.



**Figura 3-11. Esquema de forma de onda do gradiente de leitura e do período de aquisição de dados. A. Os fatores importantes para a descrição da amplitude do gradiente ( $G_{máx}$ ) e do tempo de elevação são indicados juntamente com o intervalo temporal de amostragem dos dados (DT). B. Forma de onda gradiente sinusoidal, obtida de sistemas de bobinas gradientes (LUFKIN, 1999).**

### 3.3. Sistema de Bobina de Radiofrequência

O objetivo deste sistema é aplicar, ao paciente, pulsos de RF (à frequência de Larmor) e também detectar o sinal da magnetização transversa sob a forma de um DIL ou eco (LUFKIN, 1999). Em razão das potências de campo utilizadas em IRM, necessita-se de energia na faixa de

radiofrequência (RF) do espectro eletromagnético para perturbar ou excitar os *spins* (WESTBROOK, 2000).

### 3.3.1. Bobinas Transmissoras de RF

De acordo com BROWN (1995), WESTBROOK (2000) e LUFKIN (1999), a primeira função do sistema de RF é sintetizar e transmitir o sinal de RF à frequência ressonante pela bobina transmissora, enviando a frequência com energia suficiente para forçar a coerência de fase e lançar alguns dos *spins* de um estado de baixa energia noutro de energia mais elevada, sob a forma de uma curta e intensa descarga de RF (denominado “pulso de radiofrequência”).

Em geral, as bobinas transmissoras são grandes, com uniformidade de RF elevada para a excitação. Como não é necessário um controle fino da frequência para a transmissão, é possível utilizar amplificador com ganhos elevados (LUFKIN, 1999).

Conforme WESTBROOK (2000), o pulso de RF é produzido por um campo magnético secundário oscilante, formado em virtude da passagem de corrente através da bobina transmissora de RF, de formato geralmente cilíndrico, que efetua a excitação se o campo secundário estiver situado em ângulo reto em relação ao campo magnético principal. Por essa razão, o campo secundário da bobina de RF deve ocorrer no eixo horizontal em magnetos permanentes e nos eixos transversos ou verticais em magnetos solenóides.

As principais bobinas transmissoras de RF em vários sistemas são:

1. bobina corporal, geralmente localizada no corpo do magneto principal;
2. bobina para a cabeça, que fica acoplada a uma bobina receptora.

### 3.3.2. Bobinas Receptoras de RF

Um campo oscilando por um rolo de fio induz uma corrente no fio e a tensão elétrica resultante compõe o sinal de IRM. Após ser detectado pelas bobinas receptoras, o sinal passa a um pré-amplificador para aumentar sua potência. Um demodulador subtrai o sinal detectado de um sinal referência à frequência de Larmor, de modo que as informações do sinal da imagem possam ser processadas na faixa de kilo-hertz (kHz), e não de mega-hertz (MHz) (BROWN, 1995; LUFKIN, 1999; WESTBROOK, 2000).

### 3.3.3. Tipos de Bobinas de RF

A configuração das sondas ou bobinas transmissoras e receptoras afeta a qualidade do sinal de IRM. Os muitos tipos de bobinas utilizadas na aquisição de imagens à IRM são (WESTBROOK, 2000; LUFKIN, 1999):

1. bobina de volume ou gaiola;



2. bobina de superfície;
3. bobina em arranjo de fase;
4. bobina circunferencial.

Nas referências consultadas foi constatado que existe um outro tipo de bobina de RF, denominada “par helmholtz”, no entanto não é de uso comum e as referências não fazem um detalhamento maior sobre suas características de aplicação, função, dentre outras. A seguir, serão discutidas as quatro bobinas citadas.

#### **3.3.3.1. Bobinas de Volume**

Segundo WESTBROOK (2000) e CLARE (1997), uma bobina de volume geralmente é denominada “transceptora” porque pode tanto transmitir RF como receber o sinal de IRM, abrangendo toda a anatomia e podendo ser utilizada para a aquisição de imagens da cabeça, das extremidades ou de todo o corpo.

A qualidade do sinal produzido pelas bobinas de volume foi significativamente melhorada pelo surgimento do processo conhecido como “excitação e detecção em quadratura”, pois viabiliza que o sinal seja transmitido e recebido por dois pares de bobinas.

#### **3.3.3.2. Bobinas de Superfície**

Estas bobinas são utilizadas para melhorar a relação sinal-ruído (RSR) ao se adquirirem imagens de estruturas próximas à superfície do paciente. Isso ocorre porque a bobina se encontra mais próxima da região anatômica emissora do sinal e recebe ruídos apenas das vizinhanças da bobina e não do corpo todo, eliminando o ruído térmico das partes do corpo fora da região da sensibilidade. (WESTBROOK, 2000; LUFKIN, 1999; CLARE, 1997).

Segundo WESTBROOK (2000) e CLARE (1997), são geralmente pequenas e de formato especial e podem facilmente ser colocadas sobre a região anatômica da qual se vai obter a imagem, com pouco ou nenhum desconforto para o paciente.

Essas bobinas geralmente têm um volume sensível muito limitado, sendo máximo nas áreas localizadas à sua volta. O tamanho dessa área estende-se à circunferência da bobina e por uma profundidade no paciente igual ao raio da mesma, porém a sensibilidade diminui com o aumento da distância em relação à bobina em qualquer direção.

Ao se utilizarem bobinas locais, geralmente a corporal é usada para a transmissão de RF e a local, para a recepção do sinal de IRM (WESTBROOK, 2000). Isso é realizado porque é necessário considerar o desacoplamento das mesmas, isto é, o desempenho é afetado dependendo da utilização passiva (receptor) ou ativa (transmissor e receptor) da bobina, já que, utilizando-se bobinas distintas para a transmissão e a recepção, é possível ter um funcionamento ótimo de cada tipo de bobina.

A única situação em que a utilização da bobina ativa pode ser vantajosa encontra-se nos sistemas com campo de alta potência, já que, nesses casos, a transmissão pela bobina de superfície diminuirá o depósito total de calor no paciente e até, em alguns casos, essa situação compensará os problemas da não-homogeneidade da RF (LUFKIN, 1999).

### **3.3.3.3. Bobinas em Arranjo de Fase**

A idéia das bobinas de superfície foi ampliada na produção das imagens de bobinas de arranjo de fase, combinando as vantagens das pequenas bobinas de superfícies com uma maior cobertura da anatomia, baseada em bobinas e receptores múltiplos, cujos sinais individuais são combinados para gerar uma imagem com melhor RSR e maior cobertura (BROWN, 1995; WESTBROOK, 2000; LUFKIN, 1999).

Após o desenvolvimento da aquisição simultânea de sinais da IRM por múltiplas bobinas receptoras, estas foram denominadas “bobinas de varredura de fase” (arranjo de fase), pela semelhança conceitual com o conjunto de radar e ultra-som em fase (ROEMER et al. apud LUFKIN, 1999).

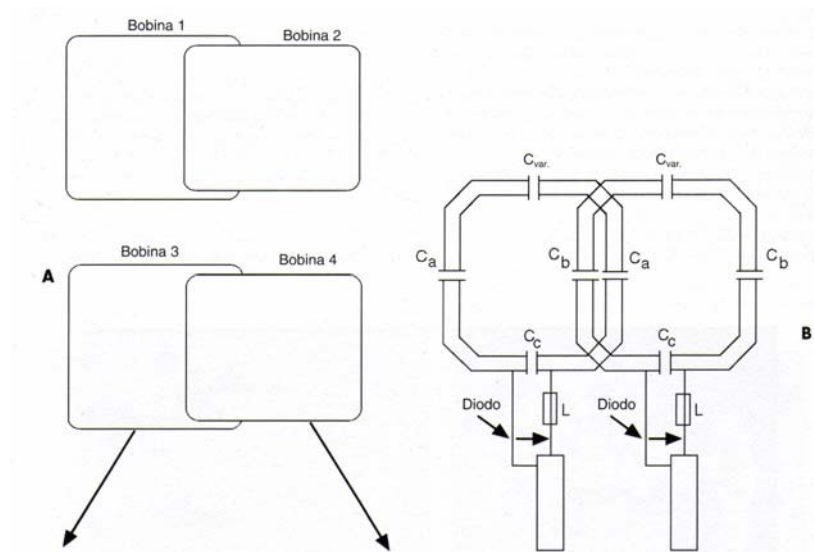
A Figura 3-12 mostra a montagem de um típico conjunto de bobinas de varredura em fase para a geração de imagens de volume. Cada bobina é conectada ao seu próprio sistema de aquisição de dados, incluindo pré-amplificador, canal receptor, digitador e memória. As bobinas individuais em cada par são superpostas a fim de anular a sua indutância mútua. A indutância mútua entre os pares laterais é reduzida automaticamente por causa da distância entre elas; assim, a unidade parece um conjunto de receptores independentes, não interativos.

Todo o campo de visão é excitado uniformemente pela bobina corporal e cada bobina recebe sinais de todos os volumes de pixels (voxels) simultaneamente. O diodo inserido no circuito Cc-L serve para isolar o receptor (bobina de varredura em fase) durante o período de transmissão (Figura 3-12 B). Os valores dos capacitores Ca e Cc são ajustados de modo a ressonar a frequência de Larmor dos prótons, com Cvar proporcionando o ajuste fino.

Um grande campo de visão, igual às dimensões totais das bobinas de varredura em fase, apresenta a imagem, que é uma combinação de todas as imagens individuais das diferentes bobinas de superfície.

De acordo com WESTBROOK (2000), já se dispõe de vários tipos de bobinas em arranjo de fase, que incluem:

1. arranjo de fase da coluna;
2. arranjo de fase pélvico;
3. bobina de arranjo de fase da mama;
4. arranjo de fase da articulação temporomandibular.



**Figura 3-12. Bobinas de varredura em fase. A. Diagrama de uma bobina de varredura em fase com quatro bobinas, para a obtenção de imagens de volume. Cada par de bobinas é de construção similar, sendo um par colocado embaixo do paciente e o outro acima dele, para se assegurar a uniformidade do sinal. B. São mostrados os detalhes de um par de bobinas. Para a obtenção de imagens de prótons, os valores das capacitâncias  $C_a$ - $C_c$  são ajustados de modo que a bobina entre em ressonância com a frequência de Larmor do próton (LUFKIN, 1999).**

#### **3.3.3.4. Bobina Circunferencial**

De acordo com LUFKIN (1999), duas configurações gerais de bobinas circunferenciais são possíveis: a solenóide ou em sela.

O modelo solenóide é um enrolamento simples da bobina condutora em volta do paciente. É considerada uma configuração ideal porque a maior parte da bobina satisfaz à condição de ortogonalidade ao campo magnético principal. Outra vantagem é sua aplicação simples, podendo ser enrolada em torno das estruturas a serem estudadas.

Essas bobinas funcionam melhor nos sistemas de magneto permanente e de resistência com núcleo de ferro, cujo campo magnético principal é vertical; já, nos sistemas que têm um campo magnético horizontal, tal como os magnetos de modelo solenóide, não se pode utilizar o modelo de bobina de RF solenóide, visto que não podem ser facilmente posicionadas em volta do paciente a fim de satisfazer o critério de ortogonalidade ao campo principal.

Os sistemas que utilizam magnetos de modelo solenóide são forçados a utilizar uma configuração de bobina circunferencial de eficiência um pouco menor, denominada de “bobina em sela”.

### 3.4. A Unidade de Controle de Pulsos

De acordo com WESTBROOK (2000), WEBB (1998) e BRONZINO (1995), as bobinas gradiente são ativadas e desativadas muito rapidamente e em momentos precisos durante o procedimento de exame do paciente. Os amplificadores gradiente de campo fornecem energia para as bobinas do gradiente e uma unidade de controle de pulsos coordena as funções dos amplificadores gradiente e das bobinas, de forma que eles possam ser ativados e desativados nos momentos apropriados.

Esta unidade ainda é responsável por coordenar a transmissão e amplificação da RF. A RF, a frequência de ressonância, é transmitida pelo transceptor de RF ao amplificador de RF e, a partir de então, passa por um monitor de RF que assegura que sejam transmitidos níveis seguros de RF ao paciente. O sinal de RF recebido pelo paciente é amplificado e passa ao processador do sinal para processamento pela Transformada Rápida de Fourier (FFT). Daí os dados são transmitidos ao processador de imagens, para que cada pixel possa ter uma cor em escala de cinza na reconstrução da imagem.

### 3.5. Interface com o Operador

Os sistemas computadorizados para IRM variam de acordo com o fabricante, porém muitos se constituem de:

- minicomputador com capacidade de expansão;
- processador de sinal (Transformada Rápida de Fourier);
- processador de imagens (escala de cinza);
- *drivers* de disco rígido (armazenamento dos dados brutos e parâmetros da sequência de pulsos);
- mecanismo de distribuição de energia elétrica (distribuir e filtrar a corrente alternada e direta).

As imagens de IRM são permanentemente armazenadas, a partir do console de imagens, num único filme revestido de uma emulsão semelhante à utilizada em tomografia computadorizada. As imagens também podem ser armazenadas em fita magnética, fita cassete ou disco óptico, de tal forma que possam ser recuperadas para futuras manipulações (pós-processamento da imagem), aquisição de imagens adicionais e comparações de exames repetidos no mesmo paciente (WESTBROOK, 2000; BROWN, 1995; WEBB, 1998).

## 4. QUALIDADE DA IMAGEM

A qualidade da imagem em IRM pode ser estudada sob os aspectos técnico e clínico e ainda no pré-processamento ou no pós-processamento. Este capítulo aborda a qualidade da imagem no pré-processamento, sob os aspectos técnico e clínico.

Segundo WOODWARD (2001), “a qualidade da imagem clínica em IRM é uma medida da exatidão diagnóstica e aparência de uma imagem”. Para este autor, WESTBROOK (2000) e EDUMED (2002a), ela é definida pelo contraste da imagem, a resolução espacial, a relação sinal-ruído (RSR) e o tempo de exame.

A qualidade técnica em IRM pode envolver o monitoramento regular de um conjunto de medidas para determinar a conformidade com limites aceitáveis. FIRBANK et al. (2000) afirmam que “o propósito de tal monitoramento é detectar mudanças no desempenho antes que eles possam inadvertidamente afetar as imagens clínicas”. Tecnicamente, os parâmetros de avaliação de qualidade de imagem mais comumente encontrados são: a RSR, a uniformidade da imagem, a distorção geométrica, a resolução da imagem, a imagem dupla/fantasma e a espessura e posição do corte.

### 4.1. Abordagem Clínica da Qualidade da Imagem

#### 4.1.1 Contraste

Segundo WOODWARD (2001), em IRM, contraste é a diferença no brilho relativo entre os pixels: o resultado da intensidade de sinal recebida de cada voxel durante o experimento de IRM.

Já HERLIDOU (1999) e EDUMED (2002a) afirmam que “o contraste corresponde às diferenças de intensidades entre duas estruturas adjacentes”.

As intensidades de sinais variam predominantemente em razão das variações nas taxas de relaxamento dos *spins*. A densidade de hidrogênio dos tecidos também varia e representa um papel importante na discriminação de contraste. Já que o contraste é inerente em tecidos, o objetivo das imagens de IRM está em realçar o contraste sem deturpação.

O sistema de IRM produz contraste visual por meio do processador gráfico. O cálculo básico executado durante a FFT separa o sinal codificado em suas componentes de frequência individuais. Esses sinais são traduzidos dentro de faixas de escala de cinza entre 1 e 256 tons de cinza. Ao pixel com o sinal mais intenso é atribuído o valor mais brilhante e ao pixel com o sinal menos intenso, o valor mais escuro.

A percepção de contraste depende, sobretudo, de quantas intensidades de cinza há em cada pixel, representadas na imagem. Existem 256 tons de cinza e poucos tons de cinza entre os pixels mais claros; os mais escuros acabam proporcionando um alto contraste à imagem (WOODWARD, 2001; FRIEDMAN et al., 1989).

O contraste depende, sobretudo, do relacionamento de intensidades de sinal entre os tecidos que aparecem na imagem. À medida que os sinais são recebidos, a densidade apropriada de cinza em cada pixel representa o sinal de cada voxel dentro do tecido (WOODWARD, 2001).

A discriminação de contraste é afetada pelos seguintes parâmetros: os tipos de seqüências de pulso; o tempo de repetição (TR); o tempo de eco (TE); o tempo de inversão (TI); o ângulo de inclinação (AI); as taxas de relaxamento (T1 e T2); a densidade de prótons; o fluxo; os meios de contraste e, nas imagens de escaneamento rápido, o comprimento do trem de ecos (ETL) e o tempo de eco efetivo (ETE) (WOODWARD, 2001, EDUMED, 2002a; WEBER, 2002). Cada um será aprofundado considerando sua relação com o contraste.

Os parâmetros TR, TE, AI, TI, ETL e ETE são todos controlados através da seqüência de pulsos selecionada, as quais podem afetar grandemente a percepção de contraste de uma imagem e devem ser escolhidas com cuidado, de acordo com critérios clínicos e resultados esperados.

#### **4.1.1.1. Tipos de Seqüência de Pulsos**

A seqüência de pulsos selecionada é escolhida para intensificar o contraste do tecido com base nas necessidades diagnósticas. Cada seqüência de pulsos tem uma aplicação única e benéfica para um resultado desejado. Em geral, as seqüências de pulsos *spin*-eco dão informações relativas a T1, a T2 e à densidade de prótons dos tecidos. As seqüências gradiente-eco usam técnicas de gradiente reverso para dar contraste T1 e T2 em um tempo de escaneamento mais curto do que para as seqüências *spin*-eco. As seqüências de recuperação de inversão são, predominantemente, seqüências ponderadas em T1 e exigem o uso de um pulso de RF de inversão de 180 graus para iniciar a seqüência.

Uma seqüência de pulsos *spin*-eco (SE) pode ser manipulada pelos parâmetros de imagens que produzem contraste T1, contraste T2 ou por densidade de prótons. Já as seqüências gradiente-eco podem fornecer contraste muito similar às seqüências de pulso *spin*-eco convencional, porém com a diferença da seleção de um parâmetro adicional, denominado de “ângulo de inclinação”.

O ângulo de inclinação, basicamente, controla o contraste da imagem por inclinar somente uma porção dos *spins* dentro do plano transversal, resultando num período de recuperação T1 muito mais rápido e, conseqüentemente, numa diminuição no TR (WOODWARD, 2001, MAKOW, 1989).

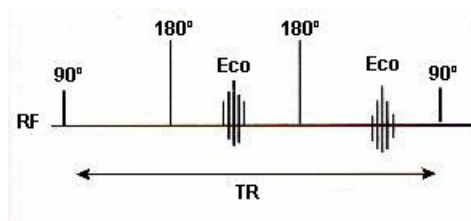
Para preservar a qualidade de imagem com a diminuição do TR utilizam-se, freqüentemente, ângulos de inclinação menores que 90 graus para excitação, e o sinal amostrado – o eco – é formado de uma maneira ligeiramente diferente.

A distinção principal entre a seqüência gradiente-eco e a *spin*-eco é o fato de o refasamento da magnetização transversa ser feito pelo gradiente reverso (MAKOW, 1989). De acordo com WOODWARD (2001), as técnicas de gradiente reverso não contrabalançam todas as não-homogeneidades do campo magnético e, por essa razão, o defasamento T2 ocorre mais rapidamente do que quando escaneado com uma seqüência de pulsos *spin*-eco tradicional. Tempos de eco muito mais curtos são tipicamente utilizados até mesmo para imagens fortemente ponderadas em T2.

As seqüências de recuperação de inversão (RI) são predominantemente ponderadas em T1. O tempo de inversão (TI) é o fator de controle principal do contraste. Quando a meta é suprimir o sinal de gordura, um curto TI (aproximadamente 69 % do tempo de relaxamento T1 da gordura) é utilizado; esta seqüência é comumente conhecida como uma seqüência *STIR* (curto TI de recuperação). No entanto, para a saturação de gordura na rotina clínica e quando a tecnologia disponibiliza como ferramenta, a seqüência de pulsos mais utilizada é a seqüência denominada SPIR (Spectral Inversion Recovery), que possui as seguintes vantagens com relação a seqüência STIR: é mais rápida, obtém-se melhor resolução e pode ser utilizada tanto para imagens ponderadas em T1 quanto em T2 (PHILIPS, 2003). A seqüência RI pode também ser utilizada no contraste de fluidos, pela atenuação do sinal dos fluidos, baseando-se na sua estrutura molecular. Essa seqüência é conhecida como *FLAIR* para RI com atenuação do fluido.

#### 4.1.1.2. Tempo de Repetição (TR)

Conforme WOODWARD (2001), quanto maior for o tempo de repetição para que o vetor de magnetização do tecido recupere mais magnetização longitudinal, mais sinal estará disponível para uma nova inclinação dentro do plano transversa na próxima excitação. A Figura 4-1 representa um intervalo de tempo de repetição (TR).

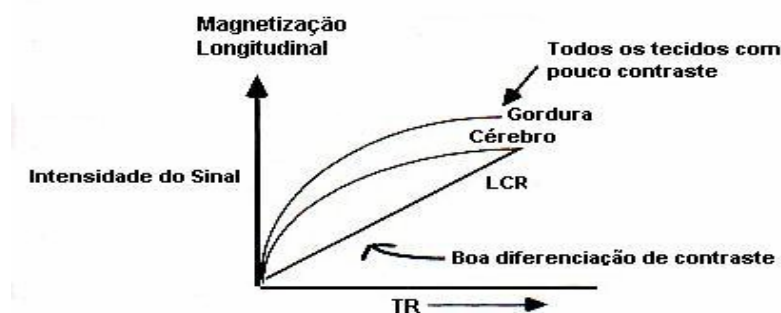


**Figura 4-1. Tempo de Repetição (TR) (WOODWARD, 2001).**

Entretanto, ainda WOODWARD (2001), juntamente com MAKOW (1989), EDUMED (2002a), BROWN (1995) e FRIEDMAN et al (1989), comenta que a discriminação de contraste dos tecidos é menos aparente à medida que todos os tecidos recuperam uma quantidade suficiente

de sinal. Então, a relação entre TR e o contraste T1 é inversamente proporcional. Como consequência, os tecidos restantes dentro do volume de imagem que tem taxas de recuperação variáveis têm variação no contraste.

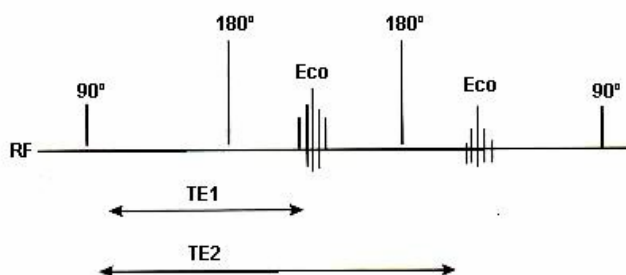
Quando o contraste T2 é o desejado, a relação com o TR é diretamente proporcional. A Figura 4-2 mostra uma curva de contraste típica.



**Figura 4-2.** Uma curva de contraste de T1 típica. Observa-se que uma mudança em TR varia o contraste da imagem (WOODWARD, 2001).

#### 4.1.1.3. Tempo de Eco (TE)

Conforme WOODWARD (2001), EDUMED (2002a), BROWN (1995), FRIEDMAN et al. (1989) e MAKOW (1989), a seleção de um TE particular controla a quantidade de defasagem de *spin* (efeitos T2) que se permite ocorrer antes que o sinal seja coletado. A Figura 4-3 apresenta dois tempos de eco distintos (TE). Quanto maior é o tempo de eco, mais defasagem ocorrerá em muitos tecidos, resultando numa perda significativa de sinal, porém com um alto grau de contraste T2. A Figura 4-4 mostra uma curva típica de contraste T2.

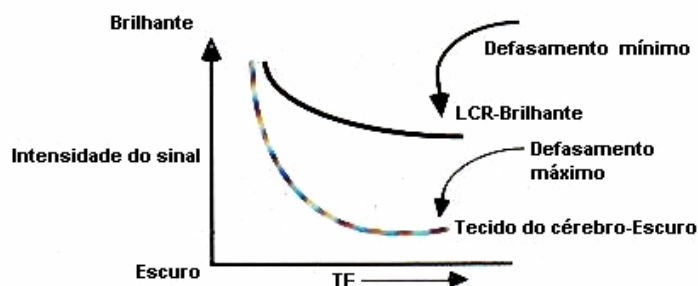


**Figura 4-3.** Posição relativa dos múltiplos ecos em um diagrama de sequência de pulsos SE (WOODWARD, 2001).

Os tecidos com ligações de hidrogênio mais soltas levarão um tempo maior para defasar, razão pela qual permanecerão mais brilhantes por um maior período de tempo.



Os tecidos com curto T2 têm uma estrutura de ligação molecular mais firme, combinando tempos de relaxamento mais curtos. Esses têm uma aparência escura em uma sequência com um longo TE em virtude dos efeitos consideráveis da defasagem.



**Figura 4-4. Curva de contraste T2 típica (WOODWARD, 2001).**

#### **4.1.1.4. Comprimento de Trens de Eco (CTE)**

Conforme WOODWARD (2001), o comprimento de trens de eco é “o número total de ecos coletados durante um TR em uma sequência de imagens de escaneamento rápido”. Sua contribuição para o contraste de imagem é baseada em quantos ecos estão sendo utilizados para gerar uma imagem e onde eles são coletados durante a sequência. A primeira coleta de dados logo no início da sequência de pulsos resultará numa imagem cuja contribuição ao contraste é predominantemente T1. Do contrário, o contraste T2 prevalece (KASSAI et al., 1999; WOODWARD, 2001; BROWN, 1995).

#### **4.1.1.5. Tempo de Eco Efetivo (TEE)**

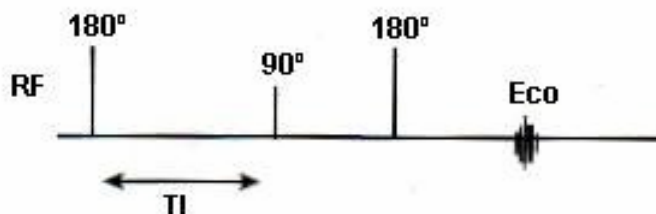
De acordo com WOODWARD (2001), o “tempo de eco efetivo é o tempo de eco relativo visualizado na imagem final de uma sequência *spin* eco rápida”.

Juntamente com este autor, KASSAI et al. (1999) e BROWN (1995) afirmam que, em sequências *spin*-eco rápidas, os múltiplos estágios de codificação de fase, cada qual aplicado para um único eco, são executados durante um tempo TR. Todos os dados coletados durante o TR, único para os ecos específicos, serão utilizados para gerar uma imagem cujo contraste é aquele do TEE escolhido.

O TEE, então, contribui no contraste desde o primeiro eco até o último, assim como nos ecos intermediários, e será dependente de quantos ecos (CTE) estão sendo utilizados para a aquisição de um escaneamento com *spin*-eco rápido.

#### 4.1.1.6. Tempo de Inversão (TI)

Tempo de inversão é normalmente específico para a seqüência de pulsos de recuperação de inversão e, segundo WOODWARD (2001), define-se como "o tempo entre o pulso de RF de inversão de 180 graus e o pulso de excitação de 90 graus", como pode ser observado na Figura 4-5.



**Figura 4-5. O tempo de inversão (TI): diagrama da seqüência de pulsos de recuperação de inversão (WOODWARD, 2001).**

O contraste resultante do processo de IRM na recuperação de inversão (RI) é grandemente influenciado por TI, que tem sua escolha baseado na necessidade diagnóstica.

Num volume de escaneamento em que há vários tecidos com diferentes tempos de relaxamento T1, é possível escolher TI de forma que o sinal de um tecido com uma curva T1 específica seja anulado completamente, dando um bom contraste entre tecidos com outras curvas de recuperação (CLARE, 1997).

Como exemplo, no caso em que a supressão de gordura é o objetivo, a escolha de um TI muito curto anula a gordura (aproximadamente 69 % do tempo de relaxamento T1 da gordura). Esse tipo de seqüência é chamado de Recuperação de Inversão de Curto TI (STIR).

Quando se diferenciam tecidos com tempos de relaxamento T1 bastante próximos (por exemplo, a massa cinzenta e a massa branca do cérebro), o TI tem que ser muito maior, correspondendo, aproximadamente, ao valor médio de T1 dos tecidos escaneados.

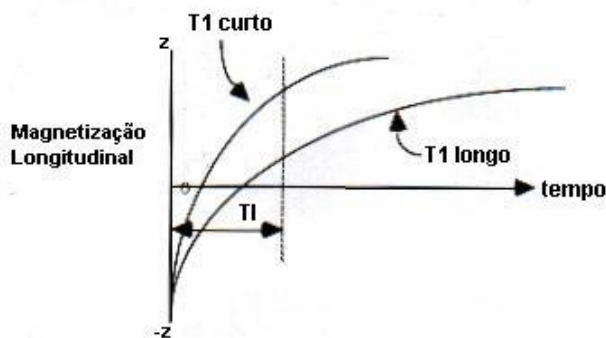
Outro tipo são as imagens FLAIR (Recuperação de Inversão de Atenuação de Fluido), nas quais os fluidos contidos nas estruturas têm seus sinais atenuados em razão das diferenças nas taxas de relaxamento T1 dos diferentes tecidos. O TI selecionado é alto, na ordem de 2000 ms e a escolha de um TI único gera uma imagem altamente ponderada em T1. A Figura 4-6 é uma representação gráfica da curva de contraste T1 utilizando uma seqüência de pulsos RI (WOODWARD, 2001).

#### 4.1.1.7. Ângulo de Inclinação

De acordo com WOODWARD (2001) e BROWN (1995), este parâmetro é escolhido quando se efetua uma seqüência de pulsos gradiente eco a fim de obter uma aparência de contraste única da imagem resultante. Os ângulos de inclinação têm uma relação diretamente proporcional

com o número de *spins* direcionados ao plano transversal. A escolha de ângulos de inclinação coincide com a escolha de TR e, em parte, depende da força de campo do sistema de IRM.

Geralmente, o tamanho do ângulo de inclinação tem seu efeito com relação proporcional inversa com o contraste T2 e diretamente proporcional ao contraste T1.



**Figura 4-6. Curva de contraste T1: utilizando a seqüência de pulsos de recuperação de inversão (RI) (WOODWARD, 2001).**

#### **4.1.1.8. Meios de Contraste**

Os agentes de contraste compatíveis com a IRM, comumente são utilizados para realçar a capacidade de diagnóstico. Os materiais paramagnéticos são usados como agentes de contraste em IRM. Esses encurtam o tempo de relaxamento T1 dos tecidos e, portanto, influenciam na percepção de contraste da imagem resultante. Os agentes de contraste ferromagnéticos podem aumentar a diferenciação de contraste dos tecidos em virtude de causar um sinal nulo na área do tecido, abrangida por esse.

#### **4.1.1.9. Taxas de Relaxamento**

Com base em WOODWARD (2001) e CLARE (1997), a base dos tempos de relaxamento T1 e T2 é o movimento termal, ou seja, a colisão randômica de partículas atômicas dentro dos tecidos vivos. Essas colisões ou quase-colisões ocasionam uma breve flutuação dos campos magnéticos nucleares para os quais o núcleo responde. Essa resposta determina a taxa de perda de energia correspondente ao relaxamento T1 e a taxa de defasagem medida por T2. Qualquer processo que aconteça naturalmente ou por estímulo externo e que afete o movimento termal influenciará nas taxas de relaxamento. Nesse processo se incluem a temperatura, a força do campo magnético estático e o conteúdo macromolecular do tecido.

Conseqüentemente, o contraste dos tecidos será dependente desses fatores, bem como dos parâmetros escolhidos para a imagem por meio da seqüência de pulsos particular. O TR, TE, TI e ângulos de inclinação são selecionados para realçar o contraste do tecido para um mesmo sistema

de força de campo. À medida que a força de campo diminui, os sólidos têm um valor T1 mais curto.

Haverá mais sinal em qualquer TR com conseqüente melhora na detectabilidade da lesão e na discriminação de contraste. Já o valor T1 de líquidos é relativamente constante com a força de campo e terá aparência mais escura que os sólidos.

Do contrário, à medida que a força de campo aumenta, o TR deve ser grande o suficiente para produzir sinal mais brilhante de líquidos, de tal maneira que melhora a detecção da lesão. Com valores de T1 mais curtos, como acontece com sistemas de baixo campo, permite-se uma maior gama de escolha para TR, conseguindo uma melhor discriminação de contraste.

Os tempos de relaxamento T2 são principalmente baseados nas não-homogeneidades do campo magnético em nível celular e no campo magnético estático externo. As fases dos *spins* de diferentes núcleos levam rapidamente à defasagem em virtude do relaxamento T2 e das não-homogeneidades do campo magnético estático. Mesmo que a força de campo tenha uma pequena influência nas taxas de relaxamento T2, o efeito das não-homogeneidades pode ser compensado através de um pulso de RF de 180 graus; já o relaxamento T2 não pode ser compensado.

O contraste T2 é determinado pelas propriedades de defasagem de líquidos e sólidos, sendo mais acentuado nos líquidos.

#### **4.1.1.10. Densidade de Prótons**

O sinal de IRM de um tecido é determinado em grande parte por sua concentração de prótons de hidrogênio. Porém, a diferença de densidade na maioria dos tecidos é pequena e outros mecanismos de contrastes são empregados, os quais são geralmente baseados nas variações das taxas de relaxamento T1 e T2 entre os diferentes tecidos (WOODWARD, 2001, EDUMED, 2002a; CLARE, 1997).

#### **4.1.1.11. Fluxo**

Conforme WOODWARD (2001), o fluxo refere-se ao hidrogênio em movimento nos fluidos do corpo humano durante o tempo de aquisição dos dados. A densidade de prótons e o fluxo são considerados constantes no período de aquisição de qualquer imagem, não importando qual seqüência seja utilizada.

Este autor e CLARE (1997) afirmam que os *spins* em movimento defasam quando na presença de um gradiente. Se um defasamento suficiente ocorre em razão das variações de campo magnético, bem como do fluxo laminar e turbulento, o vaso sangüíneo aparecerá sem sinal. Pode-se manipular o contraste do sangue selecionando uma seqüência de pulsos que utiliza gradientes

reversos para refocalizar as fases dos *spins*, como nas técnicas de compensação de fluxo ou seqüências gradiente eco.

#### 4.1.2. Resolução Espacial

Conforme WOODWARD (2001), “a resolução espacial é a acuidade de uma imagem ou sua capacidade de identificar pequenos objetos e definir claramente bordas e limites entre os tecidos”.

De acordo com este mesmo autor e EDUMED (2002a), uma melhor resolução espacial, em uma imagem de IRM, é obtida quando os elementos dimensionais são muito pequenos. Por outro lado, há uma relação inversa entre a resolução e a relação sinal-ruído (RSR). Portanto, há que se selecionar parâmetros que produzam um balanço entre a capacidade de definir detalhes de bordas e a suficiente coleta de sinal.

A resolução espacial é controlada por parâmetros que influenciam diretamente nas unidades de volume da coleta de dados. Já que uma imagem tem três dimensões em IRM, o comprimento e a largura são representados pelo tamanho do pixel (resolução) e a profundidade do volume é controlada pela espessura do corte (WOODWARD, 2001).

De acordo com WOODWARD (2001), EDUMED (2002a) e WEBER (2002), os seguintes fatores afetam a resolução espacial: o tamanho do voxel (tamanho do pixel e espessura de corte), o tamanho da matriz e o campo de visão (CDV). No entanto, GRISWOLD et al. (1999) comentam que algumas técnicas de escaneamento rápido reduzem os efeitos do relaxamento T2 e T2\* do tecido, chegando a melhorar a resolução espacial. Cada item será comentado a seguir, relacionando-os com a resolução espacial.

##### 4.1.2.1. Pixels

De acordo com WOODWARD (2001), se o tamanho do pixel for extremamente pequeno, a matriz estará cortada em milhares de elementos minúsculos que produzem uma área de interesse mais bem definida, com o aumento nos detalhes de borda.

##### 4.1.2.1.1. Dimensão do Pixel

Segundo WESTBROOK (2000), pixels quadrados proporcionam uma resolução espacial melhor que pixels retangulares, pois a imagem é apresentada de maneira uniforme em ambos os eixos (de frequência e de fase). Se o campo de visão (CDV) for quadrado, os pixels também serão quadrados caso seja selecionada uma matriz uniforme, por exemplo, uma matriz 256x256. Porém, se o CDV for quadrado e for selecionada uma matriz não uniforme, por exemplo, uma matriz 256x128, os pixels serão retangulares.

É interessante observar que, na rotina clínica, o importante, na qualidade clínica da imagem, é conseguir um balanço entre o tempo de exame e a resolução espacial, ou seja, é preferível adquirir-se uma imagem diagnóstica clinicamente útil com pouca resolução espacial e, conseqüentemente, um tempo de exame menor do que obter uma imagem perfeita com um tempo de exame muito longo.

Normalmente, o número de frequência da matriz é o número mais alto da matriz e o número de fase é alterado para modificar o tempo de exame e a resolução. Se o número de fase for menor que o número de frequência, os pixels serão maiores na direção de fase que na direção de frequência, com o que a resolução espacial fica reduzida ao longo do eixo de fase.

Este autor comenta ainda que existem alguns sistemas, no entanto, que mantêm os pixels quadrados automaticamente, não importando a matriz selecionada. Isso é mais bem abordado adiante.

#### **4.1.2.2. Voxels**

Os voxels influenciam diretamente na resolução espacial de uma imagem por representarem as intersecções de centenas de linhas de dados durante a codificação espacial. A relação entre o volume do voxel e a resolução espacial é inversamente proporcional. O volume do voxel é manipulado pela seleção da espessura de corte e pela dimensão da matriz (WOODWARD, 2001; EDUMED, 2002a).

##### *4.1.2.2.1. Espessura de Corte*

Uma mudança na espessura de corte, a terceira dimensão do volume do voxel, afetará a resolução espacial por aumentar ou diminuir o volume escaneado nas técnicas de formação de imagem TF2D (Transformada de Fourier Bidimensional). Considerando todos os outros fatores constantes, quando o volume aumenta, o volume parcial afetado pode estar presente já que um corte pode conter informação de tecidos em sobreposição, especialmente aqueles tecidos que têm intensidades de sinal contrários na interface, ocasionando na formação da imagem um sinal mal registrado durante a FFT (WOODWARD, 2001; EDUMED, 2002a; FRIEDMAN et al., 1989; WEBER, 2002).

##### *4.1.2.2.2. Espaçamento entre Cortes (Gap)*

A seleção de corte durante o processo de codificação espacial da imagem em IRM é realizada pela geração de um pulso de RF à frequência ressonante do corte, como especificado pela Equação de Larmor. Os perfis de corte de RF nos sistemas de IRM podem ser perfis gaussianos, perfis quadrados ou qualquer variação desses.

A “contaminação” da imagem é o resultado de um perfil de corte de RF sobrepondo-se a outro durante a seleção do corte de codificação espacial. Na aquisição, as áreas sobrepostas do corte recebem frequências ressonantes variadas que não permitem a codificação precisa. Isso pode ser significativo quando se adquirem cortes muito finos e é especificamente incômodo a forças de campo muito altas. A ocorrência da contaminação cruzada está representada na Figura 4-7.

Uma maneira de minimizar ou eliminar a contaminação cruzada é inserir um espaço entre os cortes consecutivos (*gap*). Essa inserção é controlada pela frequência de deslocamento dos pulsos de RF (*offset*). O *gap* geralmente é selecionado pelo operador e é normalmente uma porcentagem da espessura de corte, especificamente escolhida pelo sistema de imagem (WOODWARD, 2001; EDUMED, 2002a; BROWN, 1995). A Figura 4-8 representa a inserção do *gap* e seu efeito sobre os perfis de corte. Assim, o *gap* também é um importante fator na resolução da imagem.



**Figura 4-7. Contaminação-cruzada entre os cortes (WOODWARD, 2001).**

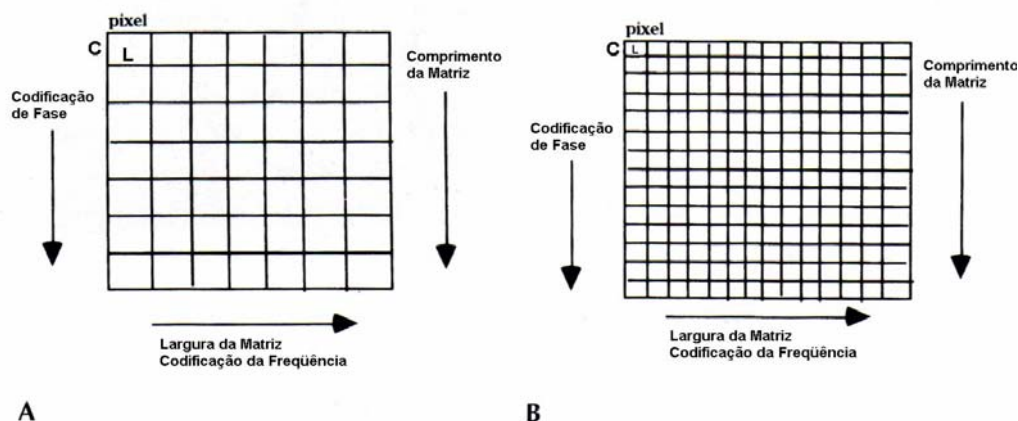


**Figura 4-8. Inserção de *gap* entre os cortes, minimizando ou eliminando a contaminação-cruzada na imagem (WOODWARD, 2001).**

#### 4.1.2.3. Matriz

Escolhe-se o tamanho da matriz pelo número de estágios de codificações de fase e número de amostragem de dados exigidos para produzir uma resolução espacial desejada. A relação entre os estágios de codificação de fase por CDV é inversamente proporcional ao tamanho dos pixels individuais.

O número de estágios de codificação de frequência (ou amostragem) é normalmente fixo, contribuindo para o tamanho do pixel e, conseqüentemente, para sua resolução espacial. A Figura 4-9A representa uma matriz com  $x$  estágios de codificação de fase e frequência. A matriz na Figura 4-9B mostra a mudança no tamanho do pixel quando a matriz é dobrada (WOODWARD, 2001; FRIEDMAN et al., 1989).



**Figura 4-9. Matriz A com x passos de codificação de fase e frequência e B com 2x passos de codificação de fase e frequência (WOODWARD, 2001).**

#### **4.1.2.4. Campo de Visão (CDV)**

Quanto maiores as dimensões da matriz e o tamanho do pixel, maior será o CDV. Para o mesmo tamanho da matriz, uma mudança no CDV afetará o tamanho do pixel e, conseqüentemente, a resolução. No CDV ampliado, os estágios de codificação de fase e os pontos de amostragem de dados difundem-se e a definição da área diminui. A Figura 4-10 representa um CDV com x e 2x dimensões (WOODWARD, 2001; HERLIDOU, 1999; WEBER, 2002; BROWN, 1995).

Foi comentado anteriormente que existem alguns sistemas que mantêm os pixels quadrados automaticamente, não importando a matriz selecionada. Segundo WESTBROOK (2000), por causa disso, se o número de codificações de fase for a metade do número de codificações de frequência, o CDV na direção de fase tem a metade do tamanho que tem na direção de frequência, mas os pixels permanecem quadrados; dessa forma, mantém-se a resolução espacial qualquer que seja a matriz utilizada, conforme pode ser observado na Figura 4-11.

O CDV deve cobrir a anatomia de interesse ao longo do eixo de fase. Aumentando-se o CDV na direção de fase, aumenta-se o número de codificações de fase e isso aumenta o tempo de exame. Além do mais, a RSR de pixels menores é mais baixa que a de pixels retangulares.

Segundo WESTBROOK (2000) e EDUMED (2002a), os sistemas que empregam este método geralmente têm a opção de selecionar pixels retangulares, mantendo, automaticamente, quadrado o CDV, de maneira que a anatomia é coberta na direção de fase e a RSR aumentada, sem incremento no número de codificações de fase e, portanto, no tempo de exame, embora a resolução espacial diminua (Figura 4-12).



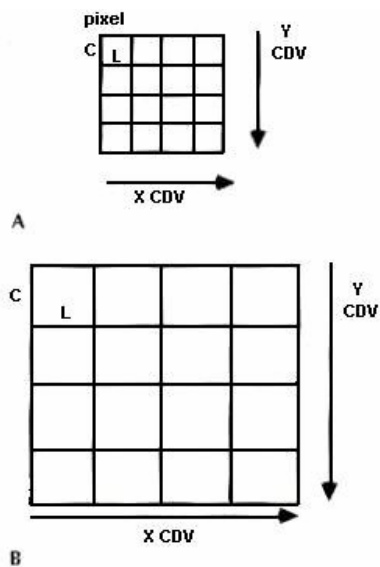


Figura 4-10. CDV A com x dimensões e B com 2x dimensões (WOODWARD, 2001).

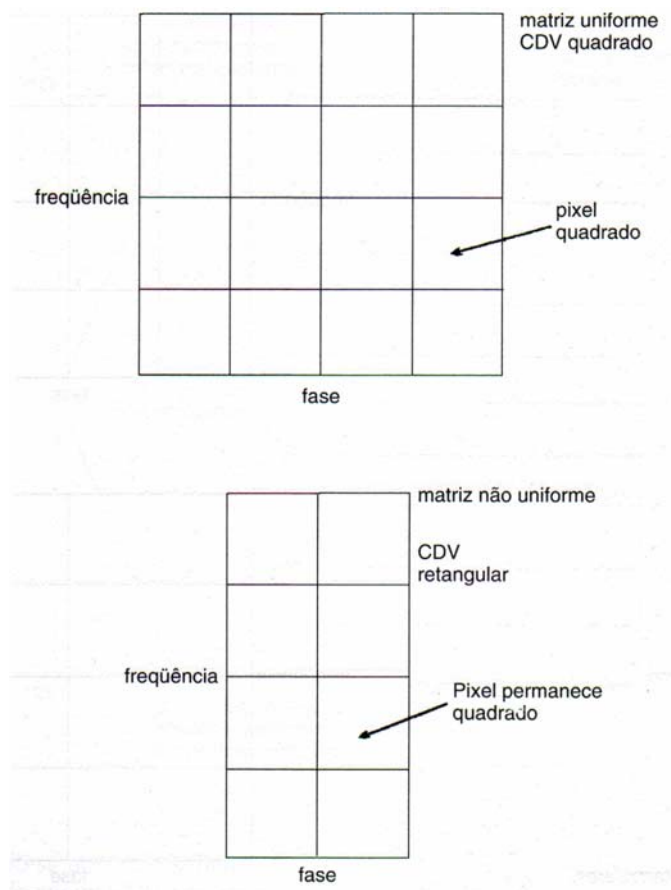
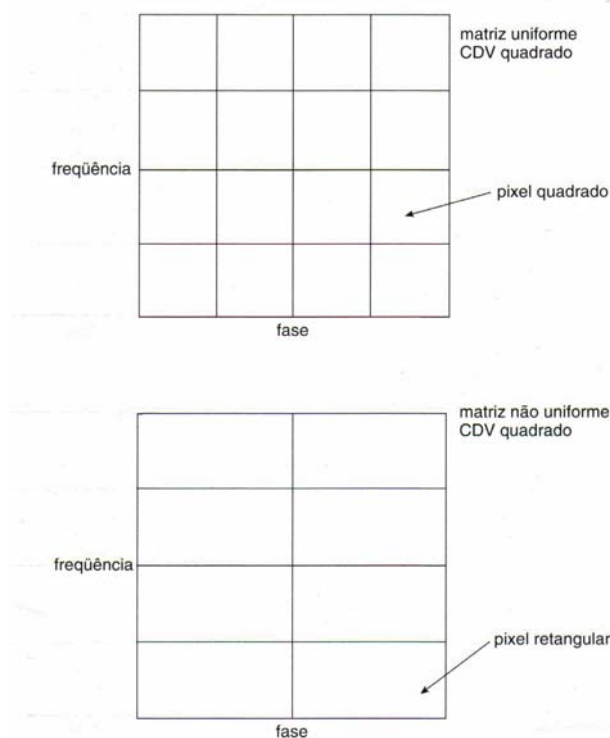


Figura 4-11. CDV com pixels quadrados (WESTBROOK, 2000)



**Figura 4-12. CDV com pixels retangulares (WESTBROOK, 2000).**

Os sistemas de IRM que utilizam este último método para manter quadrado o CDV têm uma opção denominada “CDV retangular” para manter a resolução espacial ao utilizar-se uma matriz não uniforme.

O CDV retangular mantém a resolução espacial, porém diminui à metade o tempo de exame, já que é feita apenas metade do número de codificações de fase de que normalmente se necessita. A dimensão do CDV na direção de fase é a metade da dimensão na direção de frequência, devendo, por isso, ser utilizado para se obterem imagens de uma região anatômica que se ajusta a um retângulo.

#### **4.1.2.5. Técnicas de Escaneamento Rápidas**

Como comentado anteriormente, quando se executam as seqüências de escaneamento rápido, tais como imagens de *spin-eco* rápidas, a escolha do comprimento de trem de ecos (CTE) e o espaçamento de trem de ecos (ETE) também influenciam na resolução espacial.

##### **4.1.2.5.1. Comprimento de Trem de Ecos (CTE)**

Uma desvantagem em aumentar CTE é um possível artefato de obscurecimento de imagem que pode comprometer os detalhes de borda. Isso acontece em razão das diferenças abruptas na intensidade de sinal de um TR para o outro.

#### 4.1.2.5.2. *Espaçamento de Trem de Ecos (ETE)*

Aumentando-se o ETE, aumenta a dependência sobre o contraste T2, e, à medida que ocorrem saltos mais largos entre cada eco, haverá grandes saltos na intensidade do sinal, de tal maneira que haverá um aumento na indefinição da imagem.

A indefinição das imagens nas bordas pode ser minimizada utilizando-se do menor espaçamento de trem de ecos possíveis. Um benefício adicional é que isso pode permitir a utilização de trem de ecos maiores, diminuindo, assim, o tempo de exame e, possivelmente, aumentando o contraste T2 (WOODWARD, 2001; GRISWOLD et al., 1999).

#### 4.1.3. Relação Sinal-Ruído (RSR)

O sinal é a tensão elétrica induzida na bobina receptora pela precessão dos prótons no plano transversal. O sinal é cumulativo, dependente de muitos fatores e pode sofrer alteração, aumentando ou diminuindo em relação ao ruído.

Na IRM, o ruído é gerado pela presença do paciente no magneto e pelo ruído elétrico de fundo do sistema. O ruído é constante para um mesmo paciente e depende da sua constituição física, da área em exame e do ruído intrínseco do sistema, denominado de “ruído branco”, ocorrendo em todas as frequências e se distribuindo ao acaso no tempo (WOODWARD, 2001; EDUMED, 2002a; WEBER, 2002). O NATIONAL RESEARCH COUNCIL (1996) afirma que a parte dominante do ruído é a componente de contribuição do paciente.

A relação sinal-ruído (RSR) é a razão da amplitude do sinal recebido pela amplitude média do ruído (WESTBROOK, 2000; EDUMED, 2002a). Analisando o aspecto clínico da qualidade da imagem, a RSR é um termo utilizado para descrever as contribuições relativas feitas pelo verdadeiro sinal do tecido e pelos sinais randômicos sobrepostos (ruído). Quando o sinal se torna relativamente maior que o ruído, melhores imagens são obtidas (WOODWARD, 2001; EDUMED, 2002a; WEBER, 2002).

WOODWARD (2001), entretanto, alerta que uma melhora na RSR não resulta, necessariamente, em uma imagem mais diagnóstica, já que no método de reconstrução TF2D os detalhes da imagem são diminuídos, havendo uma relação inversa entre a RSR e a resolução espacial neste método de reconstrução.

Cabe salientar que os valores de pixel oscilarão em torno de um valor médio quando o ruído for sobreposto ao sinal. Isso significa que, numa imagem, ruído suficiente irá interferir nas bordas das interfaces do tecido, prejudicando sua acuidade, de tal maneira que as pequenas diferenças de intensidade, que poderiam ser importantes, podem se tornar impossíveis de se ver.

O ruído resultante de variações no sinal gerado pelo movimento do corpo pode ser minimizado, selecionando-se seqüências de pulsos que incorporem técnicas de redução de

artefatos, tais como a pré-saturação e a compensação de fluxo. Contudo, o ruído de fundo do sistema é inerente ao próprio sistema e não pode ser corrigido pelos parâmetros da sequência de imagem.

Os parâmetros de imagem incluem muitos fatores que incidem na relação sinal-ruído (RSR), não se esquecendo que existe uma relação inversa entre a RSR e a resolução espacial em imagens TF2D, de tal maneira que, realçando-se um, tende-se a diminuir o outro (WOODWARD, 2001).

Os fatores que afetam a RSR são: a densidade de prótons, a homogeneidade do campo, o espaçamento entre os cortes (gap), o volume do voxel, a espessura do corte, o TR, o TE, o ângulo de inclinação, o número de aquisições (NEX), o tamanho da matriz, o campo de visão (CDV), a largura da faixa de recepção, as técnicas de redução de artefatos e o tipo de bobina utilizada (WOODWARD, 2001; WESTBROOK, 2000, EDUMED, 2002a; SIJBERS, 1998; WEBER, 2002).

A seguir, aborda-se cada parâmetro acima, com sua respectiva influência na RSR.

#### ***4.1.3.1. Densidade de Prótons***

Esta é a fonte primária de sinal dentro do volume de escaneamento (WOODWARD, 2001). O número de prótons na área em exame tem uma relação diretamente proporcional com a amplitude do sinal recebido (WESTBROOK, 2000, EDUMED, 2002a).

Dependendo das propriedades das ligações químicas dos tecidos, estes se comportarão de modo muito diferente, justificando as amplas variações na intensidade de sinal resultante. Não se pode controlar a densidade de prótons diretamente, mas podem-se manipular os parâmetros das sequências de pulso para apresentá-los com disponibilidade de sinal.

#### ***4.1.3.2. Homogeneidade do Campo***

De acordo com WOODWARD (2001), a homogeneidade do campo é “o produto da força do campo do sistema e é medida sobre um volume de escaneamento clinicamente útil”. Uma melhora na homogeneidade do campo resulta em um sinal com maior tempo de duração e numa maior disponibilidade de sinal.

#### ***4.1.3.3. Espaçamento entre Cortes (Gap)***

Dependendo do tipo de pulso de RF utilizado em uma sequência de pulso particular, a contaminação cruzada de cortes pode ocorrer com uma correspondente diminuição na RSR e variação no contraste do voxel. Assim, a inserção de gaps também melhora a RSR e minimiza artefatos (ELSTER, 1994).

#### ***4.1.3.4. Volume do Voxel***

De acordo com WESTBROOK (2000), EDUMED (2002a) e WEBER (2002), o tamanho do voxel mantém uma relação diretamente proporcional com a RSR. Na Figura 2-17 do capítulo 2, pode-se observar que, quanto maior é o tamanho do voxel, maior é a quantidade de prótons, contribuindo com mais sinal.

#### 4.1.3.5. Espessura do Corte

O aumento na espessura do corte aumenta o volume do voxel, resultando em uma RSR mais alta, porém um artefato de volume parcial pode degradar a imagem (WESTBROOK, 2000; EDUMED, 2002a; WOODWARD, 2001; FRIEDMAN et al., 1989).

Uma observação faz-se necessária na medida em que se trabalha com o método de reconstrução das imagens denominado “Transformada de Fourier Tridimensional” (TF3D). Neste método, a espessura de corte não afeta o sinal adversamente, pois as imagens são adquiridas por excitações seletivas de um pedaço de tecido humano e, portanto, pelo particionamento deste tecido em espessuras de corte desejadas, utilizando-se de um processo de codificação de fase adicional, significando que o sinal é baseado num volume total a ser excitado. Nas imagens TF3D, não somente os detalhes, mas também o sinal do tecido é alto (WOODWARD, 2001).

#### 4.1.3.6. Tempo de Repetição (TR)

O aumento do tempo entre as repetições do pulso melhora a RSR pelo aumento do tempo no qual se permite recuperar a magnetização longitudinal de todos os tecidos. Então, mais sinal estará disponível para ser inclinado ao plano transversal durante os pulsos subsequentes de RF (WOODWARD, 2001; EDUMED, 2002a; FRIEDMAN et al., 1989).

#### 4.1.3.7. Tempo de Eco (TE)

O aumento do TE piora a RSR já que permite mais tempo para que os vetores dos *spins* contidos nos tecidos percam a coerência de fase; já o contrário melhora a RSR, pois coleta dados antes que o sinal decaia. Quanto mais tempo se espera para coletar o sinal, menos sinal estará disponível. Porém, uma mudança em TE também afeta o contraste da imagem (Figura 4-13) (WOODWARD, 2001; EDUMED, 2002a; FRIEDMAN et al., 1989).

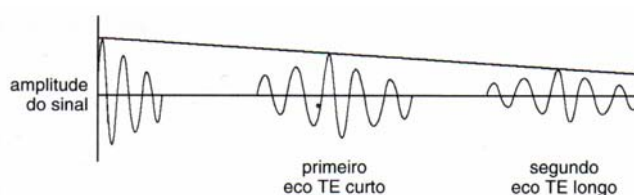


Figura 4-13. TE versus RSR (WESTBROOK, 2000)

#### 4.1.3.8. Ângulo de Inclinação

O ângulo de inclinação, por controlar o grau de magnetização transversa que induz o sinal na bobina, tem uma relação diretamente proporcional com o sinal induzido, ou seja, quanto menor for o ângulo de inclinação, menor será a RSR (Figura 4-14) (WESTBROOK, 2000; EDUMED, 2002a).

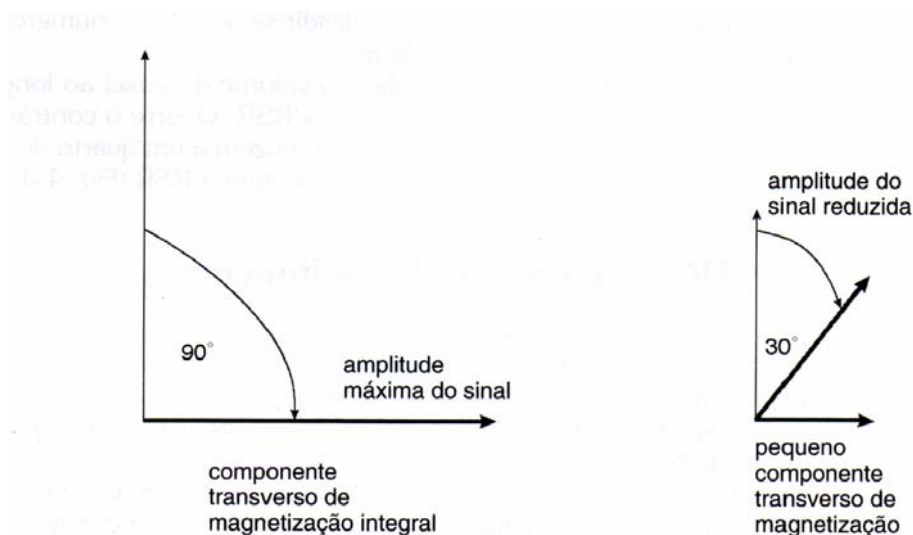


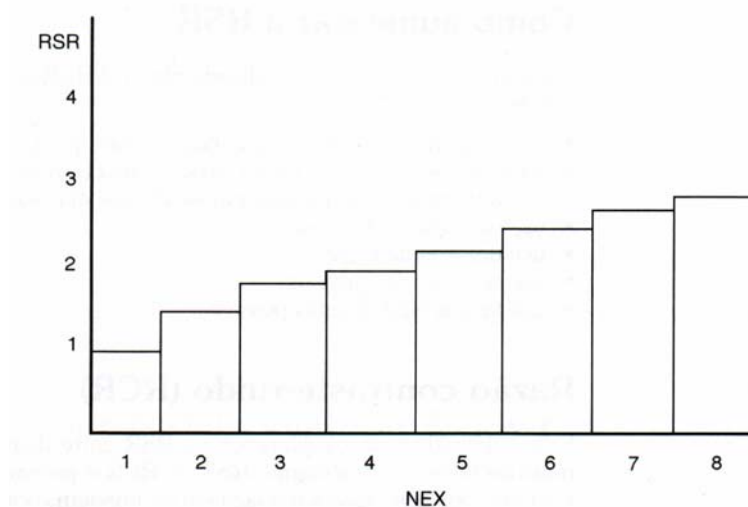
Figura 4-14. Ângulo de inclinação *versus* RSR (WESTBROOK, 2000)

#### 4.1.3.9. Número de Aquisições (NEX)

O número de aquisições representa o número de vezes em que são colhidos dados com a mesma amplitude de inclinação da codificação de fase e uma média da informação que representa uma imagem. O NEX controla a quantidade de dados que é armazenada em cada linha do espaço K (WESTBROOK, 2000; EDUMED, 2002a; BROWN, 1995).

Os dados contêm tanto sinal como ruído. O sinal aumenta linearmente, mas o ruído é randômico e adiciona-se incoerentemente (WESTBROOK, 2000; WOODWARD, 2001).

A presença de um ruído randômico significa que dobrar o número de aquisições aumenta a RSR em 41 % (ou seja,  $\sqrt{2}$ ). Porém, dobrar as aquisições dobra o tempo de exame, que pode resultar em mais artefatos, pelo aumento na probabilidade de ocorrer movimento fisiológico ou movimento do paciente (FRIEDMAN et al., 1989; WOODWARD, 2001; EDUMED, 2002a; WEBER, 2002; BROWN, 1995). Por essas razões, aumentar o NEX não significa, necessariamente, a melhor maneira de aumentar a RSR (figura 4-15) (WESTBROOK, 2000; EDUMED, 2002a; FRIEDMAN et al., 1989).



**Figura 4-15. NEX versus RSR (WESTBROOK, 2000)**

#### **4.1.3.10. Tamanho da Matriz**

Aumentando-se a matriz, enquanto se mantém o CDV constante, diminui o tamanho do pixel, efetivamente reduzindo o volume do voxel e, portanto, a RSR por voxel. Contudo, uma melhora global de sinal pode ser realizada pelo fato de mais linhas de dados estarem produzindo um ruído médio menor. Ambos os fatores contribuem para a RSR global e para a qualidade da imagem (WOODWARD, 2001; EDUMED, 2002a; WEBER, 2002).

#### **4.1.3.11. Campo de Visão (CDV)**

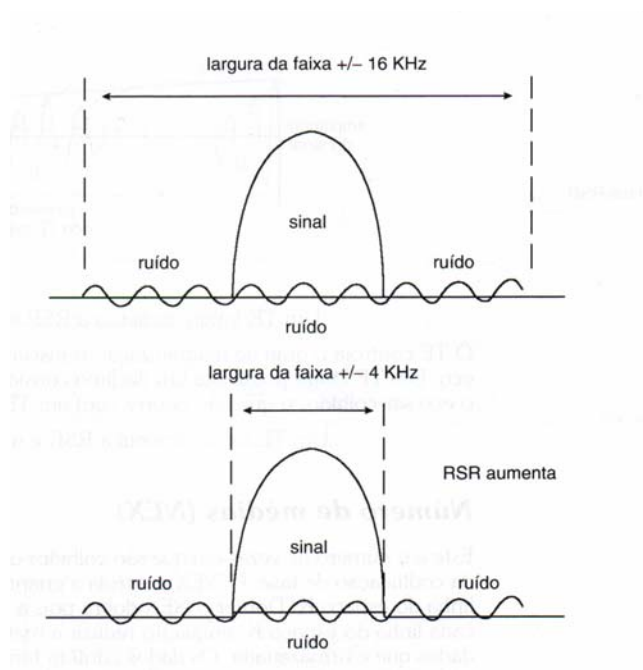
O relacionamento entre a matriz e o campo de visão (CDV) tem um efeito definido na RSR por determinar o tamanho dos pixels individuais dentro da matriz. Quando o CDV é diminuído enquanto se mantém o tamanho da matriz, os pixels tornam-se muito pequenos. Portanto, há menos sinal por unidade de volume do tecido (WOODWARD, 2001; WEBER, 2002; FRIEDMAN et al.; 1989).

#### **4.1.3.12. Largura da Faixa de Recepção**

Segundo WESTBROOK (2000), EDUMED (2002a) e BROWN (1995), a largura da faixa de recepção é “a faixa de frequências em que são tomadas amostras durante a aplicação do gradiente de leitura”. Reduzir a largura da faixa de recepção leva a que menos ruído seja amostrado em relação ao sinal, aumentando a RSR (Figura 4-16).

Diminuir à metade a largura da faixa de frequência do sinal aumenta a RSR em aproximadamente 40%, porém também aumenta o tempo de amostragem, já que a quantidade de

sinal amostrado deve obedecer ao critério de Nyquist no método de reconstrução da imagem TF2D. Como consequência, aumenta-se o TE mínimo disponível, mas também aumenta o artefato de desvio químico.



**Figura 4-16. Largura da faixa *versus* RSR (WESTBROOK, 2000)**

#### 4.1.3.13. Técnicas de Redução de Artefatos

Para WOODWARD (2001), muitos dos artefatos são sinais codificados inapropriadamente na formação de uma imagem, de modo que sua eliminação ou redução melhorará a qualidade da imagem. Da mesma opinião são EDUMED (2002a), FRIEDMAN et al. (1989) e BROWN (1995), afirmando que as técnicas de redução de artefatos são capazes de minimizar movimentos de fluxo, respiração, deglutição, entre outros artefatos.

A técnica de pulsos de pré-saturação são pulsos de RF repetitivos direcionados nas regiões adjacentes ao volume de escaneamento, eliminando seletivamente a produção de sinal das regiões anatômicas adjacentes que produzem artefatos.

As técnicas de compensação de fluxo utilizam gradientes reversos para refocalizar as fases de *spins* em movimento, diminuindo ou eliminando o artefato de variação de sinal, melhorando a qualidade de imagem de tal forma que um sinal é gerado para o sangue em movimento e é codificado na localização apropriada.

A pré-saturação e a compensação de fluxo são exemplos de técnicas de redução de artefatos utilizadas para melhorar a qualidade de imagem por afetar a RSR da imagem resultante. Existem outras técnicas, tal como a reorientação dos eixos de codificação para a formação das



imagens, de tal maneira que o artefato não impeça o diagnóstico (reorientação de fase-frequência) ou cause artefato por envoltório de fase ou de frequência durante a aquisição dos dados.

#### **4.1.3.14. Tipo de Bobina**

De acordo com WESTBROOK (2000) e EDUMED (2002a), o tipo de bobina utilizada influencia a RSR, conforme discutido em capítulo anterior. Para citar exemplos, bobinas em paralelo aumentam a RSR, pois são utilizadas duas bobinas para a recepção do sinal. A bobina de superfície colocada próxima à área de exame também aumenta a RSR, do que se conclui que o uso da bobina receptora apropriada representa um papel extremamente importante na otimização da RSR.

De forma geral, deve ser escolhida uma bobina receptora de tamanho suficiente para que o volume de tecido a ser escaneado preencha de maneira ótima o volume sensível da bobina. WESTBROOK (2000), entretanto, comenta que bobinas grandes aumentam a probabilidade de *aliasing*<sup>2</sup> no sinal de interesse, já que o tecido fora do CDV tem maior probabilidade de produzir algum sinal.

#### **4.1.4. O Tempo de Exame**

HERLIDOU (1999) comenta que o tempo de aquisição é um fator que não pode ser negligenciável e deve ser limitado para cada paciente a fim de permitir adquirir o máximo de sinal e garantir a melhor qualidade de imagem possível.

Segundo WESTBROOK (2000), o tempo de exame é definido como “o tempo necessário para se completar a aquisição dos dados e é importante para a manutenção da qualidade das imagens, já que longos tempos de exame aumentam a probabilidade do paciente mover-se durante a aquisição”.

Os autores WESTBROOK (2000), EDUMED (2002a) e YOSHIDA (1996) afirmam que qualquer movimento do paciente provavelmente degradará a imagem. Assim, o que se deve ter em mente é que o movimento durante uma aquisição volumétrica 2D e 3D, selecionando múltiplos cortes, afetará todos os cortes; já movimentos durante uma aquisição sequencial afetará apenas aqueles cortes que são adquiridos enquanto o paciente se encontra em movimento.

Os fatores que afetam o tempo do exame são o TR, o número de codificações de fase (Nf) e o número de aquisições (NEX), que já foram abordados anteriormente, e suas relações podem ser

---

<sup>2</sup> Aliasing, para o contexto da qualidade da imagem em IRM, significa um artefato de imagem produzido quando uma região anatômica, fora do CDV de interesse, é mapeada incorretamente dentro do espaço-k (na matriz de formação das imagens).

expressas pela equação 4-1 (HERLIDOU, 1999; EDUMED, 2002a; WEBER, 2002; BROWN, 1995):

$$\text{Tempo do exame} = \text{NEX} \cdot \text{TR} \cdot \text{Nf} \text{ (equação 4-1)}$$

## 4.2. Abordagem Técnica da Qualidade da Imagem

### 4.2.1. Relação Sinal Ruído (RSR)

A RSR é considerada como o parâmetro de qualidade de imagem mais fundamental que pode incorporar todos os aspectos do sistema de IRM. Qualquer mudança em uma parte componente deste sistema deveria, conseqüentemente, ser refletida numa mudança no valor da RSR (DE WILDE et al., 2002). A relação sinal-ruído (RSR) é um indicador sensível, embora não específico, do estado do sistema de IRM (FIRBANK et al., 2000).

De acordo com REDPATH (1998) os últimos sistemas de IRM têm uma RSR consideravelmente mais alta, em razão do uso de magnetos com força de campo mais alta e do aperfeiçoamento no projeto de bobinas receptoras de RF.

Nas bobinas receptoras de RF, o que se obtém como sinal é a FEM (força eletromotriz) induzida, medida em volts. A tensão medida através dos terminais da bobina sintonizada com um capacitor é aproximadamente Q vezes qualquer FEM produzida nele (Q é um fator característico de cada bobina de RF), pelo efeito de multiplicação da tensão da bobina sintonizada. Assim, a sintonização amplifica não só o sinal, mas também o ruído da FEM, fazendo com que a RSR permaneça a mesma, não importando se a bobina está sintonizada ou não. Portanto, não se pode considerar a redução do fator Q da bobina quando o paciente é colocado dentro dela, e, sim, considerar as origens do ruído da FEM.

Segundo REDPATH (1998), o sinal induzido na bobina aumenta com o quadrado da força do campo magnético principal estático. O ruído é causado pelo movimento térmico dos elétrons dentro do tecido de condução do corpo e dentro da própria bobina receptora, que é denominado de “ruído Johnson”.

Em sistemas de médio e alto campo, o paciente será a fonte de ruído dominante, ao menos que a bobina seja muito pequena. Como o ruído independe da frequência e já que somente uma estreita faixa de frequências ao redor da frequência de Larmor é utilizada para observação do sinal, somente as tensões de ruído, nessa estreita faixa de frequências, produzem ruído nas imagens. Portanto, uma bobina de recepção de RF, estreitamente acoplada com a magnetização de precessão, deveria ser utilizada para otimizar a RSR, por assim se reduzir o ruído. Contudo, larguras de banda muito pequenas resultam em artefatos de desvio químico e em distorção geométrica.

Existem aspectos construtivos e de projeto de bobinas que diminuem as fontes de ruído consideravelmente, aumentando, assim, a RSR. Maiores detalhes podem ser encontrados em REDPATH (1998).

O rápido incremento de sinal com a força do campo é o único fator a contribuir para melhorar a qualidade das imagens convencionais em altos campos; todos os outros fatores trabalham contra. Aumentando a força de campo para imagens convencionais, aumentam-se os níveis de ruído, aumentam-se os artefatos de desvio químico, aumentam as não-homogeneidades do campo magnético em virtude dos efeitos das correntes parasitas e dos efeitos do comprimento de onda, etc. Contudo, a RSR aumenta linearmente com a força do campo magnético.

Para um *scanner* particular, o operador pode otimizar a RSR pela escolha apropriada da sequência de pulsos, da resolução espacial e da bobina receptora.

Depois da introdução de bobinas de superfície que otimizam a RSR sobre um pequeno volume superficial de interesse, inovações adicionais no projeto de bobinas de RF têm melhorado a sensibilidade.

Conforme REDPATH (1998) não há um método amplamente aceito de medição da RSR para ensaios de aceitação e garantia da qualidade. No entanto, o autor sugere como chegar a um método.

McRobbie propôs fazer medições de RSR utilizando um fantoma padrão com tempos de relaxamento conhecidos e uma solução de conhecida condutividade elétrica e geometria dentro de um anel tubular, de tal forma que os efeitos da solução sob RF são padronizados. Esses efeitos, denominados de “efeitos de carga”, introduzem ruídos de correntes parasitas que reduzem a RSR medida (apud REDPATH, 1998).

Em 1988, a NEMA publicou seu primeiro método de IRM. Esse método era o ensaio de RSR para os fabricantes de sistemas de IRM (DE WILDE et al., 2002). Hoje, ela está atualizada com a edição de 2001 (NEMA, 2002).

Edelstain et al. salientaram que há uma quantidade de ruído intrínseco caracterizando uma RSR específica, que representa um limite fundamental do desempenho de um sistema de IRM para uma dada configuração bobina/paciente (apud KOWALSKI, 2001). Existem vários métodos para se determinar esta RSR específica, descritos com mais detalhamento em KOWALSKI (2000).

Um programa desenvolvido na Europa implementou uma série de objetos de ensaios, um dos quais mede a RSR (LERSKI, 1988). Como há vários métodos de ensaio para a RSR, sem algum padrão internacional, no anexo A descreve-se o método de ensaio utilizado por FIRBANK et al. (2000).

Existem tecnologias de filtros adaptativos (ativos ou passivos) que melhoram a RSR, independentemente da RSR da imagem original, já que os parâmetros desses filtros mudam de acordo com o estado do ruído da imagem (ITAGAKI, 1993).

#### 4.2.2. Uniformidade da Imagem

FIRBANK et al. (2000) propõem a medição da uniformidade da imagem utilizada para a RSR construindo uma grande região circular de interesse que cobre 90% de um modelo específico de fantoma, evitando as bordas. A uniformidade da imagem (U) é medida através da equação 4-2:

$$U = 1 - \frac{P_{\max} - P_{\min}}{P_{\max} + P_{\min}} \quad (\text{equação 4-2})$$

onde Pmax e Pmin são as intensidades de pixel máximas e mínimas na região, respectivamente.

A uniformidade da imagem, para a qualidade técnica da imagem, depende do grau de homogeneidade do campo magnético principal e da uniformidade da transmissão e recepção da RF (MADABHUSHI, 2002).

Há várias fontes que podem causar não-uniformidade da imagem. Dentre essas se encontram os filtros das bobinas receptoras que não compensam completamente as correntes parasitas dos gradientes e, principalmente, os campos magnéticos de transmissão e recepção (MOHAMED et al., 1997).

O dispositivo de IRM exige uma uniformidade de campo alta no sistema do magneto. A uniformidade de campo necessária deve ser superior a várias dezenas de ppm em um volume esférico de 30 cm de diâmetro. Geralmente, as bobinas de reforço podem ser utilizadas para corrigir o campo magnético na área de trabalho (FENG, 1992).

A intensidade de sinal da IRM medida do tecido homogêneo é raramente uniforme, mais precisamente, varia suavemente através de uma imagem. Essa não-uniformidade da intensidade é geralmente atribuída a pouca uniformidade da bobina de RF, ocasionada pelas correntes parasitas originadas dos gradientes e pela anatomia do paciente não só dentro, mas também fora do campo de visão (SLED, 1998).

Variações de intensidade de sinal indesejadas, que podem alcançar 30% da amplitude da intensidade da imagem, geralmente não afetam a impressão visual da imagem de forma mais significativa, porém podem ter sérias implicações para a análise mais complexa da imagem em IRM, por exemplo, na segmentação, registro e quantificação de imagens (LIKAR, 2001).

Outro método de ensaio para a medição de uniformidade da imagem em IRM é definido pela NEMA (NEMA, 2002). Também, para esse parâmetro, não há um método padrão aceito internacionalmente. Como existem vários métodos de ensaio válidos para a uniformidade da imagem, no anexo A descreve-se o método de ensaio utilizado por FIRBANK et al. (2000).

### 4.2.3. Distorção Geométrica

A distorção geométrica é causada por seis fontes potenciais (SUMANAWEERA et al., 1993):

- erros de escala (linear) nos gradientes de campo;
- anomalias de reforço (*shimming*) do magneto principal;
- desvio químico (*chemical shift*);
- correntes parasitas;
- não-linearidades dos gradientes de campo;
- variações da suscetibilidade magnética em várias estruturas anatômicas.

Ainda, em SUMANAWEERA et al. (1993), a distorção geométrica causada pela primeira das quatro fontes é um tanto insignificante em relação à distorção devida às duas últimas fontes (não-linearidades e suscetibilidade magnética).

O erro de escala linear geralmente ocorre em todas as três direções por causa da má calibração do equipamento que pode ser prontamente corrigida. Aperfeiçoamentos recentes nos magnetos têm levado a distorções geométricas causadas por anormalidades de *shimming* do magneto principal sob o mesmo grau da distorção geométrica, provocadas pelas variações da suscetibilidade geométrica. A distorção geométrica causada por *shimming* inadequado do magneto principal é geralmente controlada por procedimentos de *shimming* padrão. Esta fonte de distorção geralmente causa problemas em espectroscopia por IRM.

Os artefatos de desvio químico podem ser eliminados pela saturação seletiva da gordura conseguida através de seqüência de pulsos específica, portanto, sem colocar algum problema nas imagens.

As correntes parasitas no magneto principal geradas pelas bobinas gradientes causam erros de deslocamento e artefatos. Esse efeito é desprezível em sistemas blindados de gradiente e também pode ser desprezado com a compensação apropriada de sistemas não blindados.

A distorção da imagem é inevitável porque o mapeamento do voxel no objeto é uma função da homogeneidade do campo estático e da linearidade dos campos gradientes utilizados para codificação espacial do sinal (DeSOTO et al., 1989; NATIONAL RESEARCH COUNCIL, 1996).

Dessa forma, segundo SUMANAWEERA et al. (1994) e o NATIONAL RESEARCH COUNCIL (1996), a localização da imagem depende das intensidades do campo magnético. Erros não-intencionais nessas intensidades de campo levam a distorções nas imagens. As não-linearidades do gradiente de campo e as não-homogeneidades do campo magnético são, entre todas, as principais fontes de distorção geométrica em IRM.

A fonte de distorção geométrica decorrente de não-linearidades do gradiente de campo é relativamente fácil de corrigir se comparada à das não-homogeneidades do campo magnético. Já que a distorção pela não-linearidades do campo magnético só depende do aparato de imagem, pode ser corrigida pela teoria conhecida ou pela distorção medida dos gradientes de campo. A distorção das não-linearidades do campo magnético, contudo, é mais complexa e depende do objeto escaneado em adição ao aparato da imagem. Portanto, adota-se que as imagens são corrigidas para a distorção das não-linearidades do gradiente de campo; por isso, a distorção geométrica geralmente se destina à distorção causada pela não-homogeneidade do campo (SUMANAWEERA et al., 1994).

De acordo com este autor, em teoria, a distorção geométrica acontece somente ao longo da direção de codificação de frequência, e não ao longo da direção de codificação de fase.

Existem vários métodos para a quantificação da distorção geométrica. Um deles é proposto por SUMANAWEERA et al. (1994), que quantifica a distorção ao longo da direção de codificação de frequência, utilizando a direção de codificação de fase como o padrão e aplica o método para ensaiar a efetividade do esquema de correção da distorção apresentada em SUMANAWEERA et al. (1993).

Não há um método de ensaio padrão e aceito internacionalmente. Um outro método de ensaio que avalia a distorção geométrica, em percentual, é proposto pela NEMA (NEMA, 2002). Já que existem vários métodos de ensaio para avaliar a distorção geométrica, no anexo A descreve-se o método de ensaio utilizado por FIRBANK et al. (2000).

Segundo BOEDEKER et al. (2000), o aperfeiçoamento da tecnologia e as rotinas de garantia da qualidade efetuadas em instalações de IRM reduzem enormemente as fontes de distorção inerentes ao escaneamento. De acordo com o autor, a discussão das causas e potenciais soluções das distorções geométricas em IRM feitas por SUMANAWEERA et al. (1993) são excelentes por sugerirem que as distorções produzidas próximas à interface ar/tecido e osso/tecido devidas aos artefatos de suscetibilidade magnética são da ordem de 2,1 mm.

Nos estudos conduzidos por PROTT et al. (1995), mediram-se e compararam-se, por meio de fantasmas, 27 unidades diferentes de IRM, verificando-se a distorção geométrica em tais sistemas.

SCHMITHORST (2001) descreve um método para corrigir as distorções geométricas relacionadas às não-homogeneidades do campo, correntes parasitas do gradiente, deslocamento da frequência do pulso de RF e efeitos de desvio químico.

#### 4.2.4. Resolução Espacial

A resolução espacial pode ser avaliada ou sobre condições de alto contraste com contribuição desprezível do ruído ou como uma função de contraste de objeto. Uma avaliação

qualitativa da resolução pode ser executada por vistas de imagens de fantasmas com blocos padrões de resoluções apropriadas (FIRBANK et al., 2000).

A resolução espacial de alto contraste é limitada pelo tamanho do pixel escolhido para a aquisição dos dados de IRM. Além disso, os filtros ou algoritmos de interpolação dedicados às trajetórias do espaço-k, especialmente aqueles utilizados para imagens rápidas e ultra-rápidas, podem influenciar no delineamento de pequenos objetos e na resolução espacial (FELLNER et al., 2001).

Existem vários métodos de avaliação da resolução espacial, mas não há um padrão internacionalmente. Como exemplo, pode-se mencionar o método de avaliação visual de resolução espacial de FELLNER et al. (2001), o qual, utilizam-se objetos de ensaios com barras ou furos padrões como fantoma, para uma avaliação simples e rápida. Neste artigo, o fantoma de resolução proposto foi considerado bem adequado para avaliar a resolução espacial de imagens de IRM, visual e quantitativamente, desde 0,1 mm até 1,5 mm, em intervalos de 0,1mm. No anexo A, descreve-se o método de ensaio de resolução espacial, utilizado por FIRBANK et al. (2000).

#### 4.2.5. Imagem Dupla ou Fantasma

Na avaliação de desempenho de sistemas clínicos é necessário medir o grau e a natureza dos artefatos que causam as imagens fantasmas. As imagens duplas são um indicador sensível do estado e da configuração do sistema, simples de implementar e importante parâmetro a monitorar.

As imagens fantasmas são imagens secundárias, que aparecem no campo da imagem, deslocada em relação à imagem verdadeira. As imagens duplas são ocasionadas por movimentação do paciente (ciclos respiratórios ou cardíacos) e por imperfeições no sistema (BEAN et al., 1991). A imagem dupla degrada a qualidade da imagem e a relação sinal-ruído (SCHMITHORST, 2001).

As causas das imagens fantasmas (originadas de imperfeições do sistema) podem ser identificadas por sua localização e orientação dentro do campo de imagem. Erros nos gradientes de codificação de fase causam fantasmas que mostram múltiplas imagens, deslocadas da imagem verdadeira na direção da codificação de fase (BEAN et al., 1991).

Há vários métodos que corrigem ou medem a imagem fantasma do IRM. Não há nenhum método de ensaio-padrão aceito internacionalmente. Alguns métodos de processamento computacional podem corrigir o artefato de fantasma, incluindo correção de fase unidimensional e de fase bidimensional (SCHMITHORST, 2001).

Como exemplo de método de medição, descreve-se, no anexo A, o método utilizado por FIRBANK et al. (2000), onde se mede o nível da imagem dupla de acordo com um protocolo de sequência de pulsos e um fantoma de características específicas.

#### 4.2.6. A Espessura e a Posição do Corte

Segundo FIRBANK et al. (2000), a mudança na espessura de corte afetará a RSR, já que o sinal medido é proporcional à espessura de corte. Erros na posição de corte podem ocorrer em razão da não-uniformidade no gradiente de campo devido ao campo magnético principal.

Também, há vários métodos para ensaios de espessura e posição de corte. A NEMA (2002) propõe um método de ensaio, no entanto, não existe um método padrão aceito internacionalmente. No anexo A, descreve-se o método de ensaio utilizado por FIRBANK et al. (2000) para os ensaios de espessura e de posição do corte.

Como todos os métodos de ensaio são válidos, para a avaliação quantitativa dos parâmetros técnicos de qualidade da imagem, fica difícil atribuir o melhor método de ensaio para utilização, sem sua realização e comparação. Para essa avaliação, é preciso disponibilidade para os ensaios de um equipamento de IRM; a aquisição dos fantasmas, equipamentos e *softwares* necessários para o método de ensaio a ser utilizado, necessitando, por sua vez, de um aporte financeiro. Portanto, como não é objetivo desse trabalho fazer avaliações quantitativas dos parâmetros técnicos, também, não se pode denominar esse ou aquele método como sendo o melhor.

Os parâmetros da qualidade da imagem estão resumidos no quadro 4-1.

Quadro 4-1. Resumo dos parâmetros clínicos e técnicos da qualidade da imagem

Parâmetros clínicos	Parâmetros técnicos
Contraste	Relação Sinal-Ruído
Resolução Espacial	Uniformidade da Imagem
Relação Sinal-Ruído	Distorção Geométrica
Tempo de Exame	Resolução Espacial
_____	Imagem Dupla ou Fantasma
_____	Espessura e Posição do Corte



## 5. ASPECTOS DE SEGURANÇA ELÉTRICA E BIOLÓGICA EM IRM

Neste capítulo, abordam-se as diferentes fontes de radiação eletromagnética a que os pacientes e funcionários são expostos durante os exames de IRM. Relacionam-se seus efeitos e suas interações com os tecidos humanos e, ainda, a segurança, envolvendo ruído acústico, dispositivos biomédicos, implantes, sensações de claustrofobia, ansiedade, gravidez, dentre outros aspectos que devem ser observados para a segurança em IRM.

Analisa-se, ainda, as prescrições da norma IEC 60601-2-33 (*Medical Electrical Equipment – Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis*), objetivando a segurança ao paciente, aos transeuntes próximos do local da instalação deste EEM e aos funcionários e equipe clínica qualificada, envolvido ou não na operação do sistema de IRM.

### 5.1. Introdução

As recomendações e guias mais atuais do FDA mencionam que os sistemas de IRM com força de campos magnéticos de até dois Teslas são permitidos para uso clínico. Porém, já existem sistemas de IRM de até quatro Teslas para uso clínico.

A gerência de tecnovigilância da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA, 2002a) apresenta, em meio às ocorrências notificadas, dois alertas com relação a sistemas de IRM. O alerta 116 de 1º de julho de 2002 relata um incidente que aconteceu com um menino de seis anos submetido a procedimentos de IRM e que foi fatalmente atingido na cabeça por um cilindro de oxigênio, o qual foi arremessado na sala de exame pela magnetização (“efeito de míssil”). O alerta 395, de 15 de fevereiro de 2002 relata que o ECRI declara que, na maioria das vezes, os incidentes são causados por interações dos campos eletromagnéticos dos sistemas de IRM com outros materiais ou equipamentos trazidos inadvertidamente para o ambiente eletromagnético.

Conforme o ECRI (2001a), pesquisando a sua própria base de dados e do FDA, constataram-se vários exemplos de objetos ferromagnéticos que se chocaram ou foram puxados para dentro da cavidade tubular do sistema de IRM na década passada. Os objetos envolvidos nesses incidentes incluem: cilindros de gases, materiais de limpeza, cadeiras, fixadores de luminárias, transformador de oxímetro de pulso, ferramentas, tesouras, etc.

Em HEALTH DEVICES (1998), foi relatado o caso de um saco de areia que, utilizado para compressão e controle de hemorragia, continha bolinhas ferromagnéticas, ao invés da areia, utilizada para acrescentar peso ao saco sem aumentar seu tamanho. Este “saco de areia” causou um incidente ao ser levado para o ambiente eletromagnético de uma sala de IRM. Ele foi violentamente

puxado pelo campo magnético, prendeu-se junto à parede da cavidade tubular do equipamento de IRM e acabou machucando o tórax e a cabeça do paciente.

Por meio desses relatos, pode-se observar a importância em empregar diretrizes de segurança nos estabelecimentos de saúde, auxiliando a GTMH dos sistemas de IRM.

Segundo WHEELER (2001), em linhas gerais, o Comitê Internacional para Radiações Não-Ionizantes da Associação Internacional de Proteção a Radiação (IRPA/INJRC), em cooperação com a Divisão de Saúde Ambiental da Organização Mundial de Saúde, desenvolveu documentos voltados à área de saúde com critérios sobre campos magnéticos e campos de radiofrequência nas aplicações de IRM, contemplando as seguintes questões que mereceram atenção especial:

1. os exames de ressonância magnética *in vivo* devem ser executados somente quando há uma vantagem clínica potencial para o paciente;
2. uma avaliação dos riscos e benefícios do exame de IRM deve ser feita e a decisão em realizar o procedimento deve ser baseada no relacionamento paciente-médico;
3. devem ser observadas as vantagens e desvantagens clínicas da IRM comparadas às outras técnicas diagnósticas;
4. quando os exames de IRM fizerem parte de um projeto de pesquisa, o mesmo deve atender aos protocolos de ética humana, principalmente prestando esclarecimento ao paciente e obtendo seu consentimento formal;
5. os usuários do equipamento de IRM devem ser adequadamente treinados nos princípios e operações do equipamento, indicações e contra-indicações para uso, exigências em manter os registros arquivados, aspectos de segurança e precauções;
6. os fabricantes devem fornecer documentação completa sobre os níveis de exposição de seu equipamento e seus guias de segurança devem ser considerados no projeto do equipamento e na planta de instalação da IRM, de tal maneira que a exposição aos campos magnéticos e de radiofrequência esteja dentro dos níveis recomendados ao paciente.

Durante a execução do exame de IRM, o paciente é exposto a três formas diferentes de radiação eletromagnética: o campo magnético estático, o gradiente de campo magnético e o campo eletromagnético de RF (LUFKIN, 1999; EDUMED, 2002b). Suas interações com o ser humano são vistas a seguir.

## 5.2. Efeitos Biológicos de Campos Magnéticos Estáticos

Conforme WHEELER (2001) e CLARE (1997), há dois interesses principais na questão de segurança ao campo magnético estático. O primeiro trata dos bioefeitos associados com a exposição ao campo magnético estático e o segundo, dos efeitos das forças exercidas pelo campo magnético em certos objetos metálicos.

O mecanismo de interação é o efeito de polarização imposto pelo campo magnético estático, causando o alinhamento de materiais/substâncias com base no grau de suscetibilidade magnética dos mesmos.

### 5.2.1. Efeitos nas Células Nervosas

Teoricamente, a condução de impulsos elétricos em tecidos nervosos pode ser afetada pela exposição ao campo magnético estático, porém a questão é controversa já que a literatura apresenta informações contraditórias (LUFKIN, 1999).

Em WHEELER (2001) é sugerido que a exposição a campos magnéticos estáticos de sistemas de IRM até dois Teslas não causam influência substancial no funcionamento normal das células nervosas dos seres humanos.

### 5.2.2. Efeitos no Músculo Cardíaco

Biopotenciais induzidos no músculo cardíaco podem ser observados durante a exposição a campos magnéticos estáticos, devido ao movimento muscular e sanguíneo. Como o sangue é um líquido condutor, fluindo através de um campo magnético, induz um biopotencial que se evidencia por um aumento na amplitude da onda T (do eletrocardiograma), assim como outras alterações não específicas da forma de onda que aparecem no eletrocardiograma (LUFKIN, 1999; WHEELER, 2001; EDUMED, 2002b).

O aumento na onda T é diretamente proporcional à intensidade do campo de modo que, em campos de baixa potência, os efeitos não são tão pronunciados como em campos maiores. Essas anormalidades cessam quando o paciente não é mais exposto ao campo magnético estático (LUFKIN, 1999; EDUMED, 2002b).

Entretanto, segundo WHEELER (2001) e EDUMED (2002b), as elevações das ondas T são associadas à isquemia e ao infarto do miocárdio, tanto que é importante avaliar o paciente antes e depois do exame para assegurar que a elevação da onda T é o resultado da exposição ao campo magnético estático.

No entanto, segundo o diretor técnico da radiologia da clínica do estudo de caso, na rotina clínica torna-se complicado realizar o eletrocardiograma do paciente antes e depois do exame, já

que não é tão rápido e trivial operacionalizar tal procedimento e, também, este alega que em todo o período de funcionamento da clínica, não houve nenhum caso registrado deste tipo de efeito no músculo cardíaco.

### 5.2.3. Efeitos de Temperatura

De acordo com WHEELER (2001), os vários relatos científicos são conflitantes quanto ao efeito do campo magnético estático sobre a temperatura do corpo humano, já que as pesquisas sugerem que os aumentos de temperatura observados podem ser resultantes da instrumentação do equipamento, que pode ter sido perturbado pelo campo estático.

Conforme LUFKIN (1999), utilizando um sistema de termometria especial com fibra ótica foi possível verificar que a exposição a um campo magnético estático de 1,5 Tesla não alterou a temperatura cutânea e corporal interna dos seres humanos. Por isso, considera-se que os campos magnéticos estáticos até 1,5 Tesla não afetam essas temperaturas.

### 5.2.4. Campos Marginais

Conforme WESTBROOK (2000), uma outra preocupação sobre os efeitos do campo magnético principal diz respeito aos riscos associados à instalação dos sistemas de IRM, pois o campo magnético estático não respeita os limites de paredes, pisos ou tetos convencionais, denominados de “campos marginais”.

Muitos aparelhos de IRM utilizam um isolamento para confinar o campo marginal dentro dos limites aceitáveis. Recomenda-se que pessoas não vinculadas ao setor ou ao exame permaneçam fora de campos magnéticos de potência abaixo da linha máxima de 0,5 mT, em razão dos efeitos do campo magnético.

## 5.3. Efeitos Biológicos dos Gradientes de Campo Magnético

De acordo com SCHAEFER (2000), LUFKIN (1999), EDUMED (2002b) e CLARE (1997), os gradientes de campo produzidos pelas bobinas gradientes podem induzir campos elétricos e correntes elétricas em meios condutivos (incluindo tecidos biológicos) de acordo com a Lei da Indução de Faraday.

Os efeitos biológicos das correntes induzidas podem ocorrer por causa da energia depositada por essas correntes (efeitos térmicos) ou pelos efeitos diretos dela (efeitos não térmicos). Os efeitos térmicos que acontecem com a ativação dos gradientes são desprezíveis e, clinicamente, são considerados insignificantes.

Os possíveis efeitos não térmicos referem-se à estimulação de células nervosas ou musculares, resultado da estimulação direta ou de tensões induzidas que excedem o limiar de despolarização do potencial de ação neuronal.

### 5.3.1. Efeitos nas Células Nervosas

De acordo com WHEELER (2001) e EDUMED (2002b), experiências clínicas indicam que nenhum efeito adverso à saúde é produzido quando a taxa de mudança da densidade de fluxo magnético não excede a 6 T/s, sendo que a taxa de variação do gradiente no tempo é medida por

$$\frac{dB}{dt}.$$

O “guia de conteúdo e revisão da aplicação de diagnóstico por ressonância magnética 510 (k)”, publicado pelo FDA em 1995 e atualizado para a taxa de variação do gradiente no tempo, enfatiza algumas advertências em relação ao trato de pacientes especiais, que compreendem: crianças, mulheres grávidas, epiléticos, pacientes com implantes metálicos, com arritmia cardíaca ou neuropatia periférica, e pacientes letárgicos ou incapazes de se comunicar. Este guia salienta que (WHEELER, 2001):

- operadores de sistemas de IRM serão informados pelos fabricantes desses sistemas, quanto aos tipos de técnicas de imagem disponíveis no sistema específico de IRM, que poderá produzir estimulação nervosa periférica. Junto a essas informações, devem apresentar a descrição dos tipos de sensações para a estimulação do nervo periférico que são capazes de serem produzidos. Sempre que essas técnicas de imagem forem utilizadas, os operadores serão instruídos a informar ao paciente que a estimulação ao nervo periférico pode ocorrer, descrevendo a natureza de tais sensações;
- o operador de IRM terá de manter contato constante com o paciente durante os procedimentos nas quais a estimulação do nervo periférico pode ser induzida. O paciente será instruído a não fechar suas mãos (evitando, desta maneira, a criação de um laço condutivo) para não experimentar desconforto severo ou dor. Nesses exemplos, o procedimento de IRM deve ser terminado e um relatório do incidente deve ser preenchido e imediatamente submetido ao fabricante do sistema de IRM, bem como a FDA. Aqui no Brasil o órgão governamental a ser notificado é a Anvisa.

### 5.3.2. Efeitos no Músculo Cardíaco

Segundo SCHAEFER (2000), WHEELER (2001) e EDUMED (2002b), o limiar da densidade de corrente exigido para induzir fibrilação ventricular em um coração humano saudável é significativamente maior do que aquele realizado durante a rotina de procedimentos de imagem de IRM, porém é importante reconhecer que amplitudes maiores de gradientes de campo, com tempos de subida e sequência de pulsos mais rápidos aumentarão proporcionalmente as densidades de corrente.

### 5.3.3. Magnetofosfenos

Os magnetofosfenos são supostamente causados pela estimulação elétrica da retina em consequência das correntes que são induzidas pelos campos magnéticos gradientes rápidos, ou pelo movimento rápido dos olhos dentro de um campo magnético estático, e são inteiramente reversíveis, sem efeitos associados sobre a saúde. A produção de magnetofosfenos é considerada uma das respostas fisiológicas mais sensíveis a gradientes (WHEELER, 2001; LUFKIN, 1999; EDUMED, 2002b; FDA, 2002b).

### 5.3.4. Outras Considerações de Segurança para Gradientes de Campo Magnético

Conforme WHEELER (2001) e EDUMED (2002b), a utilização de seqüências de pulso mais rápidas pode ocasionar um efeito na estimulação neuronal humana. Nas imagens ecoplanares, atualmente a seqüência de pulsos mais rápida, os pacientes têm experimentado sensações similares a choques elétricos ou formigamento ao longo da coluna e nariz.

Por isso, é importante evitar laços no corpo do paciente de tal maneira que o potencial para esses efeitos não aumente. O corpo do paciente estabelece um laço sempre que as mãos estão fechadas, as pernas e os braços estão cruzados ou os joelhos e/ou os pés se tocam (WHEELER, 2001; PICKER, 1997).

## 5.4. Efeitos Biológicos de Campos Eletromagnéticos de Radiofrequência

A faixa de radiofrequências utilizada para excitar os *spins* dos prótons de hidrogênio dentro do corpo humano varia de 1 a 100 MHz e é capaz de gerar calor nos tecidos em consequência das perdas por efeito Joule (WHEELER, 2001; LUFKIN, 1999).

Segundo LUFKIN (1999) e EDUMED (2002b), o aquecimento dos tecidos humanos durante os procedimentos de IRM decorre principalmente da indução eletromagnética, com uma contribuição desprezível dos campos elétricos, de modo que o aquecimento ôhmico é maior na superfície do corpo humano e aproxima-se de zero no centro do mesmo.

Quanto ao depósito de energia de RF, os pesquisadores quantificaram e caracterizaram a exposição à RF por intermédio da determinação da Taxa e Absorção Específica (TEA), ou o acrônimo em inglês (SAR), com unidades em watts por quilograma (W/kg). Neste texto utiliza-se o termo SAR por ser mais utilizado na literatura técnica.

A energia de RF é distribuída no tecido e transformada em uma distribuição de temperatura, conforme as propriedades térmicas do tecido. Então, é a temperatura, e não a exposição a RF essencialmente, a causa dos danos ao tecido humano (YEUNG, 2002).

Depreende-se de WHEELER (2001) que o padrão de absorção de RF ou acoplamento de radiação dos tecidos biológicos depende, primeiramente, do tamanho do organismo, das características anatômicas, do ciclo de tarefa do pulso, da duração da exposição, da densidade e condutividade dos tecidos envolvidos e de outras variáveis.

Para este autor, e também para o EDUMED (2002b), as reações térmicas para uma dada SAR podem variar consideravelmente, baseado no sistema termorregulatório do paciente e na presença de condições que possam afetar a eficiência do sistema (febre, diabetes, obesidade, etc).

O FDA recomenda que o nível de segurança à exposição da radiação de RF durante os procedimentos de IRM seja, para um nível de SAR, abaixo de 0,4 W/kg, ou menos, sobre o corpo todo, 8,0 W/kg, ou menos, em pico espacial em qualquer 1 g de tecido e 3,2 W/kg, ou menos, sobre a cabeça.

Segundo JAGANNATHAN (1999), estudos indicam que a SAR até 4 W/kg (para o corpo humano inteiro), estatisticamente, não causa aumentos significativos na temperatura do corpo humano e não se acredita que elevações na temperatura da pele sejam clinicamente danosos. Para fins de comparação, a taxa metabólica basal humana é aproximadamente 1 a 2 W/kg.

Pelo critério da temperatura, o FDA limita a exposição à energia de RF, de tal maneira que seja insuficiente para produzir um aumento na temperatura corpórea central de 1°C e aquecimento localizado não maior do que 38 °C na cabeça, 39 °C no tronco e 40 °C nas extremidades, exceto para pacientes com fluxo sanguíneo sistêmico prejudicado e/ou transpiração (WHEELER, 2001).

PICKER (1997) comenta que os níveis de SAR podem ser reduzidos pela diminuição de parâmetros de escaneamento, tais como ângulos de inclinação, número de cortes, ecos, regiões de pré-saturação, dentre outros, ou aumentando-se o tempo de repetição (TR) da seqüência de pulsos utilizada.

## **5.5. Considerações de Segurança aos Ruídos Acústicos**

Segundo LUFKIN (1999), EDUMED (2002b) e McJURI (2000), o ruído acústico associa-se ao trabalho de ativação e desativação da corrente elétrica que induz vibrações mecânicas nas bobinas gradientes de campo. Este som repetitivo intensifica-se para ciclos de tarefas mais intensos

das bobinas gradientes e transições de pulsos mais abruptas, portanto tende a aumentar com cortes menos espessos, menor campo de visão e a redução dos tempos de repetição e tempos de eco.

Os níveis de ruído relacionados a gradientes de campos magnéticos medidos em vários sistemas de IRM encontram-se na faixa de 65 a 95 dB, considerada dentro dos limites de segurança estabelecidos e recomendados pela FDA. Porém, ainda se recomenda fortemente o uso de protetores auriculares durante o exame, para se evitar problemas associados a ruído acústico. Utilizam-se comercialmente, também fones de ouvido compatíveis com a IRM, que auxiliam no amortecimento do ruído acústico.

Conforme CHEN (1999), McJURI (2000) e EDUMED (2002b), há recentemente uma grande demanda em se obter um verdadeiro mapeamento da atividade cerebral “ausente de ruído acústico”, sem que haja o incômodo ruído mecânico durante os experimentos e tarefas de atividade cerebral (por exemplo, estimulação visual). Por isso e para se evitar o dano ao tímpano do paciente, adotam-se técnicas de cancelamento de ruídos acústicos, nas quais se utilizam absorvedores sonoros ativos com arquiteturas de redes neurais, ou absorvedores sonoros passivos, para reduzir o nível de ruído acústico em processos de IRM, sem que a comunicação verbal seja prejudicada durante o procedimento.

## 5.6. Considerações de Segurança sobre os Criogênios (*Quenching*)

Todos os sistemas supercondutivos de IRM na prática clínica utilizam-se de hélio líquido. Esse mantém os fios do magneto em seu estado supercondutor, resfriando-os aproximadamente a uma temperatura de 4,22K (em torno do zero absoluto). Se a temperatura no criostato se elevar abruptamente, o hélio passa ao seu estado gasoso (LUFKIN, 1999; EDUMED, 2002b).

WESTBROOK (2000) afirma que “o *quenching* é o processo pelo qual há uma perda súbita do zero absoluto do criogênio nas bobinas do magneto, de modo que elas deixam de ser supercondutoras e passam a ser bobinas de resistência, fazendo com que o hélio escape do banho criogênico com extrema facilidade, ocorrendo ou por acidente ou por indução manual”.

Portanto, os criogênios constituem uma preocupação potencial na IRM clínica mesmo que haja registros de serviço seguro há mais de dez anos. Em cada clínica com sistema de IRM supercondutor devem-se enfatizar o manejo e o armazenamento apropriado dos criogênios, bem como o comportamento apropriado na presença de possíveis vazamentos. Um monitor de oxigênio com um alarme audível, situado numa altura apropriada em cada sala de exames, deve ser uma medida de segurança mínima a ser adotada. A conexão e a ativação automáticas de um sistema ventilador-exaustor na sala de IRM quando o monitor de oxigênio registrar níveis inferiores a 18% ou 19% são extremamente recomendáveis (LUFKIN, 1999; EDUMED, 2002b; PICKER, 1997).



## **5.7. Considerações de Segurança para Implantes, Materiais e Dispositivos Biomédicos**

Os pacientes que tenham dispositivos, materiais e implantes metálicos, devido às propriedades ferromagnéticas, podem ser seguramente submetidos a um procedimento de IRM se o implante é não ferromagnético ou se é minimamente atraído pelo campo magnético estático, relacionando-o com a implicação à vida do paciente (WHEELER, 2001; EDUMED, 2002b).

Além da possibilidade de esses objetos se moverem ou serem desalojados, também pode ocorrer a indução de correntes elétricas no objeto, aquecimento excessivo do objeto e a interpretação incorreta de um diagnóstico em IRM em razão de artefatos produzidos pela presença do objeto como uma anormalidade (LUFKIN, 1999, EDUMED, 2002b).

Conforme YEUNG (2002), com a atuação do campo eletromagnético, a distribuição do campo elétrico no tecido humano acontece pela superposição do campo elétrico em razão do transmissor externo e do campo elétrico causado por correntes induzidas no implante. Por isso, esse implante causa uma amplificação local da SAR, ou seja, um ganho na distribuição da SAR.

Por causa disso, os pacientes com qualquer um dos seguintes dispositivos ou similares, que poderiam inadvertidamente ser afetados pelos campos eletromagnéticos, não deveriam ser examinados pela IRM (WHEELER, 2001; EDUMED, 2002b; FDA, 2002b; PICKER, 1997; SAWYER-GLOVER, 2000):

1. marcapassos internos ou externos;
2. desfibriladores cardioversores implantáveis;
3. implantes cocleares;
4. neuroestimuladores;
5. estimuladores de crescimento do osso;
6. bombas de infusão implantáveis;
7. grampos de aneurismas e hemostáticos
8. grampos vasculares de artérias carótidas;
9. aparelhos e materiais dentários;
10. valvas cardíacas;
11. molas, stents e filtros intravasculares;
12. implantes oculares;
13. implantes, materiais e dispositivos ortopédicos;
14. projéteis, balas, fragmentos de projéteis e outros corpos estranhos;
15. implantes penianos e esfíncteres artificiais;
16. dispositivos de acesso vasculares, entre outros.

De acordo com informações das *Políticas, Guias e Recomendações para o Gerenciamento do Paciente e da Segurança em IRM*, publicada pelo Comitê de Segurança da Sociedade para a Imagem de Ressonância Magnética, os pacientes portadores de aparelhos elétrica, magnética ou mecanicamente ativados, ou de aparelhos condutores de eletricidade, devem ser excluídos da IRM, a não ser que o aparelho específico tenha sido anteriormente comprovado como não sendo afetado pelos campos eletromagnéticos utilizados na IRM clínica e não haja possibilidade de lesão ao paciente (LUFKIN, 1999).

Segundo o ECRI (2001a) e EDUMED (2002b), os equipamentos ou dispositivos devem conter rótulos de “Seguro à IRM” ou “Compatível à IRM”, providas pelos fornecedores para o ambiente de IRM, e as instalações dos sistemas de IRM devem aderir a qualquer restrição estabelecida pelos fornecedores.

Por definição, o rótulo “Seguro a IRM” significa que o dispositivo, quando utilizado no ambiente de IRM, demonstrou não apresentar risco adicional ao paciente ou outros indivíduos, porém pode afetar a qualidade da informação diagnóstica. O rótulo “Compatível à IRM”, por outro lado, não somente é “Seguro à IRM”, mas também pode ser utilizado no ambiente de IRM sem efeitos significativos em sua operação ou na qualidade da informação diagnóstica. O ECRI também recomenda que os estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS) com ambiente de IRM não alterem deliberadamente as características predeterminadas dos equipamentos rotulados de “Seguros à IRM” ou “Compatíveis à IRM” (ECRI, 2001a; FDA, 2002b).

O FDA (2002a), através do *Center for Devices and Radiological Health* (CDRH), publicou em 1997 um *draft* do guia para ensaios de interação da IRM com os grampos de aneurismas, onde apresenta métodos de ensaio para grampos de aneurismas com procedimentos para a determinação de força de deslocamento do grampo, método para a determinação do torque e método de ensaio para a determinação de artefatos de imagem ocasionados pelo grampo, pelo qual se pode medir a distorção geométrica causada pelo grampo.

De acordo com WHEELER (2001) e SAWYER-GLOVER (2000), as instalações de IRM na execução de procedimentos de IRM em pacientes com implantes biomédicos, segundo as recomendações, devem contar com a literatura técnica relacionada à segurança, cuidadosamente revisada, ou recomenda-se contatar o fabricante dos dispositivos para determinar sua composição e averiguar se são seguros quando expostos aos campos eletromagnéticos utilizados em IRM.

Segundo YEUNG (2002), há estudos que indicam o fato de até mesmo dispositivos não ferromagnéticos terem o indesejado potencial de acoplamento do campo eletromagnético de RF com o dispositivo, causando uma amplificação local do aquecimento de RF próximo ao dispositivo.

Segundo estudos de NYENHUIS et al. (1999), o aquecimento provocado nas proximidades de um dispositivo médico pelo campo magnético de RF deve-se às correntes parasitas no tecido, e

não às correntes parasitas induzidas no dispositivo. Porém, salienta que a frequências menores o aquecimento do dispositivo pode predominar.

### **5.8. Considerações de Segurança quanto às Pacientes e às Funcionárias Grávidas dentro do Ambiente de IRM**

De acordo com LUFKIN (1999), na Inglaterra, os limites aceitáveis de exposição à IRM, recomendados pela National Radiological Protection Board em 1983, especificam que “pode ser prudente excluir mulheres grávidas durante os três primeiros meses de gravidez” já que é bem conhecido o fato de células que estão sofrendo divisão, como no caso do feto em desenvolvimento durante o primeiro trimestre, serem muito suscetíveis a danos.

Conforme WHEELER (2001), e esta opinião também é partilhada por EDUMED (2002b) e PICKER (1997), de acordo com o “Comitê de Segurança da Sociedade para a Imagem de Ressonância Magnética” (também adotada pelo American College of Radiology), a IRM é indicada para uso em mulheres grávidas caso outras formas não ionizantes de obtenção de imagens diagnósticas não sejam adequadas ou o exame forneça informações importantes que, de outra maneira, exigiriam a exposição à radiação ionizante.

No caso da administração de agentes de contraste em IRM para pacientes grávidas, é recomendado que a relação risco-benefício seja cuidadosamente avaliada para cada caso, já que há falta de estudos científicos determinantes para a segurança do feto.

Para as funcionárias grávidas da instalação da IRM, é recomendado que lhes seja permitido desempenharem suas funções antes e depois de serem executados os procedimentos de IRM, bem como entrar e atender o paciente na sala da IRM, independentemente do tempo de gravidez. Todavia, elas não deveriam permanecer dentro da sala da IRM durante os procedimentos de IRM e, especialmente, enquanto os gradientes de campo e os pulsos de radiofrequência estiverem em funcionamento.

### **5.9. Problemas de Claustrofobia, Ansiedade e Doença do Pânico em IRM**

As sensações de claustrofobia, ansiedade e doença do pânico ocorrem em 5 a 10% dos pacientes submetidos a IRM e originam-se das dimensões restritas do interior do aparelho, da duração do exame, dos ruídos induzidos pelos gradientes, das condições ambientais no interior do tubo do aparelho, dentre outros. Como essas adversidades psicológicas retardam ou até obrigam a cancelar o exame, na literatura pertinente são sugeridas várias técnicas que podem ser utilizadas para contornar ou minimizar tais problemas, dentre elas, a sedação (LUFKIN, 1999; EDUMED, 2002b; PICKER, 1997).

### **5.10. Segurança na Monitorização de Parâmetros Fisiológicos durante a Obtenção de Imagens em IRM**

Em virtude da utilização da IRM em pacientes sedados, anestesiados, em coma, em estado crítico ou incapaz de se comunicar, é aconselhável e recomendado que os dispositivos de monitoração compatíveis com a IRM estejam disponíveis em todas as instalações de IRM e que sejam utilizados se existe a possibilidade de mudança das condições fisiológicas do paciente durante o exame. Fatalidades e lesões severas têm ocorrido nos procedimentos de IRM, as quais podem ser prevenidas com o uso adequado de equipamentos de monitoração (WHEELER, 2001).

De acordo com LUFKIN (1999), como a intensidade do campo magnético estático diminui à terceira potência da distância do magneto, colocar-se simplesmente o monitor a uma distância adequada do sistema de IRM é suficiente para proteger a operação do aparelho e ajudar a evitar que ele seja atraído e, assim, seja provocado o efeito míssil.

Uma fonte primária de interações adversas entre o sistema de IRM e os monitores fisiológicos tem sido a interface entre o paciente e o equipamento, que geralmente exige um cabo condutor ou outro equipamento, que, próximo ao sistema, pode ser uma potencial fonte de queimaduras ao paciente. Em vista disso, algumas recomendações podem ser seguidas para se evitar a ocorrência de possíveis acidentes relacionada ao monitor:

1. o equipamento de monitorização só deve ser utilizado por pessoal treinado;
2. todos os cabos e fios de derivações dos aparelhos de monitorização que façam contato com o paciente devem ser posicionados de tal modo que não formem alças condutoras;
3. os aparelhos de monitorização que não pareçam funcionar adequadamente durante a IRM devem ser imediatamente removidos do paciente e retirados do ambiente magnético.

Todos os parâmetros fisiológicos que podem ser obtidos em unidades de tratamento intensivo ou salas de operação em circunstâncias normais podem ser monitorados durante a IRM, dentre eles a frequência cardíaca, pressão arterial sistêmica, pressão intracardíaca, nível de dióxido de carbono corrente, nível de saturação de oxigênio, frequência respiratória, fluxo sanguíneo cutâneo e temperatura, aparelhos de ventilação, desde que os equipamentos de monitoração sejam compatíveis com a IRM, ou sejam colocados numa distância segura o suficiente para evitar a influência do ambiente eletromagnético e conectados por meio de cabos protegidos das radiações de RF que façam a interface paciente-monitor.

### **5.11. Considerações de Segurança para as Substâncias Agentes de Contraste em IRM**

Conforme LUFKIN (1999), há quatro agentes de contraste aprovados para uso em IRM, todos a base de gadolínio e de administração endovenosa, cujos nomes comercialmente disponíveis são Magnevist, Omniscan, ProHance e Dotarem.

Múltiplos estudos relatam o elevado índice de segurança desses agentes em IRM, sendo que a incidência total de reações adversas de todos os tipos a cada um dos meios de contraste em IRM varia de 2% a 4%. Entretanto, a possibilidade de uma reação, incluindo reações sérias, fatais, de ameaça à vida, anafilática ou cardiovascular, ou outras reações idiossincráticas, deveria sempre ser considerada especialmente naqueles pacientes com um conhecido histórico de hipersensibilidade clínica ou asma, ou mesmo outras desordens alérgico-respiratórias.

No entanto, conforme afirma o diretor técnico da radiologia do estabelecimento assistencial de saúde (EAS) abordado no estudo de caso, em todo o período de funcionamento da clínica não houve ocorrências significantes, nem chegando à ordem de 2%, de reações adversas.

O treinamento, o planejamento cuidadoso e o conhecimento do completo histórico dos pacientes tornam o ambiente de IRM relativamente seguro para os funcionários, pacientes e seus familiares, opinião também compartilhada por EDUMED (2002b).

Na literatura técnica sobre a IRM, podem-se obter informações mais aprofundadas sobre os agentes de contraste, sua formulação, eventos adversos relatados, bem como sobre qualquer tema de segurança biológica apresentado neste texto.

### **5.12. Prescrições de Segurança Conforme a Norma IEC 60601-2-33:2002**

A norma IEC 60601-2-33:2002, denominada “Prescrições Particulares para a Segurança de Equipamentos de Ressonância Magnética para Diagnose Médica” direciona-se aos aspectos técnicos relacionados à segurança de pacientes e funcionários envolvidos com esse sistema de diagnóstico por imagens.

Os limites de exposição aos pacientes e auxiliares médicos são estabelecidos, implicando fornecer um balanço entre risco e benefício para o paciente e risco balanceado para o corpo clínico.

Segundo a norma, os aspectos organizacionais da operação e do controle do sistema de IRM são tarefa do usuário, incluindo treinamento e qualificação adequados aos funcionários, capacitando-os a tomar decisões relativas à segurança.

### 5.12.1 Objetivos

O objetivo da norma é estabelecer prescrições para a segurança da IRM a fim de fornecer proteção ao paciente, abrangendo requisitos para fornecer informação ao operador, funcionários associados com o uso do equipamento e o público em geral, fornecendo, inclusive, métodos para se demonstrar a conformidade com estes requisitos.

Essa norma particular aperfeiçoa e suplementa um conjunto de normas, as quais são a norma geral IEC 60601-1:1998 – prescrições gerais para a segurança e suas alterações -, a norma colateral IEC 60601-1-1:2000 – prescrições de segurança para sistemas eletromédicos - e a norma colateral IEC 60601-1-4:1996 – sistemas eletromédicos programáveis.

### 5.12.2. Terminologia

Na terminologia, dentre outras, define-se equipamento de ressonância magnética como um sistema eletromédico programável e sistema de ressonância magnética, como o conjunto formado pelo equipamento de IRM, acessórios e a área de acesso controlado.

Ainda, define-se *quench* como a transição da condutividade elétrica de uma bobina que está conduzindo corrente de um estado supercondutivo para a condutividade normal, resultando em uma rápida evaporação de fluido criogênico e decaimento do campo magnético.

### 5.12.3. Modos de Operação dos Sistemas de IRM

A operação do equipamento pode ser feita de três modos: modo de operação normal, modo de operação controlado de primeiro nível e modo de operação controlado de segundo nível.

O modo de operação normal é a operação do equipamento de IRM na qual nenhuma das saídas causa tensão fisiológica ao paciente, com valores de campo magnético estático igual ou menor que 2 Tesla.

O modo de operação controlado de primeiro nível é a operação na qual uma ou mais saídas do sistema alcançam um valor que pode causar tensão fisiológica ao paciente que necessita ser controlado por supervisão médica, abrangendo os valores de campo magnético maior do que 2 Tesla e menor ou igual a 4 Tesla.

O modo de operação controlado de segundo nível é a operação do equipamento de IRM na qual uma ou mais saídas do sistema alcançam um valor que pode produzir um risco significativo para os pacientes, exigindo-se, então, aprovação ética explícita, abrangendo valores de campo magnético estático maiores do que 4 Tesla no isocentro do magneto.

Para cada modo de operação descrito, há limites estabelecidos na norma para a saída do sistema de bobinas gradiente de campo, a fim de evitar a estimulação cardíaca no paciente e

minimizar a ocorrência de estimulação nervo-periférica no paciente decorrente das variações produzidas pelo sistema de bobinas de gradiente. Esses limites estão representados na Figura 5.1, que está mais adiante.

Ainda para cada modo de operação, há limites de temperatura estabelecidos para o corpo humano, prescrevendo que é possível obtê-los impondo limites e controle da SAR (Taxa de Absorção Específica) para o organismo humano, por meio de restrições aos parâmetros da sequência de pulsos e à energia de radiofrequência. A Tabela 5-1 especifica os limites de SAR para os diferentes tipos de modos de operação e diferentes localizações do corpo humano. A norma apresenta, ainda, métodos de ensaios para se demonstrar a conformidade a esses limites prescritos.

#### 5.12.4. Limites de SAR

De acordo com a norma, os valores para SAR do corpo humano inteiro citados na Tabela 5-1 são válidos para temperatura ambiente abaixo de 24 °C. Já, a temperaturas mais elevadas, estes valores deveriam ser reduzidos em função da temperatura e da atual umidade do ambiente.

A norma prescreve que a redução dos limites de SAR para a temperatura ambiente inicia-se com a redução da capacidade normal da temperatura. A capacidade normal da temperatura é 25 °C para umidade relativa de menos de 60%, para cada 10% que aumenta a umidade relativa acima de 60%, a capacidade normal da temperatura é reduzida em 0,25 °C. Por outro lado, para cada grau que a temperatura ambiente excede a capacidade normal da temperatura, o limite de SAR do corpo humano inteiro deveria ser reduzido em 0,25 W/kg, até que o SAR seja 2 W/kg, para o modo de operação controlado de primeiro nível, e zero W/kg, para o modo de operação normal.

#### 5.12.5. Saída Máxima das Bobinas Gradientes de Campo

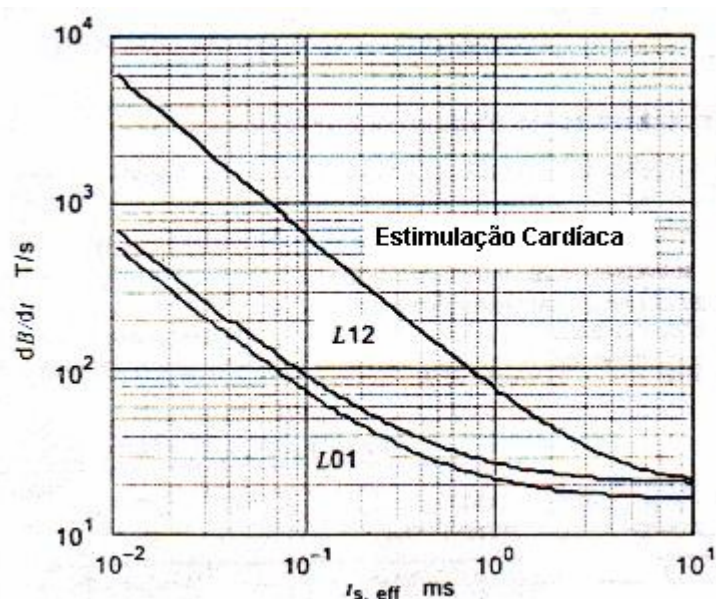
Para a determinação da saída máxima das bobinas gradientes de campo e, conseqüentemente, para a determinação do limiar de estimulação nervo periférica pode-se proceder por meio de cálculos ou de ensaios, segundo os procedimentos descritos na norma.

O equipamento de IRM deveria controlar a saída do sistema de bobinas gradientes de campo de tal forma que não excedesse os limites para estimulação nervo periférica, pois assim se garante a não-estimulação cardíaca, visto que o limiar de estimulação cardíaca está acima do limiar de estimulação nervo periférica, dependendo de tempo de duração efetiva do estímulo (Figura 5-1).

O sistema de bobinas gradiente de campo magnético do corpo humano inteiro, pela terminologia, é um sistema gradiente com tamanho suficiente para permitir exames do corpo humano inteiro e exames de IRM das partes do corpo humano dos pacientes adultos.







**Figura 5-1.** A figura fornece uma representação dos limites do gradiente de saída para um sistema gradiente do corpo humano inteiro relacionado à estimulação cardíaca e à estimulação nervo periférica, expressa em dB/dt como função da duração efetiva do estímulo para o modo de operação normal (L01) e o modo de operação controlado de primeiro nível (L02). O limite para estimulação cardíaca é colocado para comparação (IEC 60601-2-33, 2002).

Para a determinação da conformidade com a temperatura, a norma apresenta métodos de ensaios para a quantificação do SAR e estabelece que os métodos aceitáveis são denominados “método de pulso-energia” e “método calorimétrico”. Para as superfícies acessíveis do equipamento de IRM, os limites de temperatura aplicáveis estão dispostos na norma geral.

#### 5.12.6. *Quench* e Unidade de Interrupção de Emergência

A norma prescreve uma unidade de interrupção de emergência do campo para equipamentos de IRM com magnetos resistivos ou supercondutores, para quem também se deveria fornecer a característica de decaimento do magneto no caso de um *quench*, ou para uma situação de emergência, com o objetivo de capacitar o usuário a implementar procedimentos de segurança e de suporte à vida, indicando o tempo desde a interrupção do campo até o momento na qual a força do campo diminui para 20 mT.

#### 5.12.7. Documentos Acompanhantes

A norma exige que os documentos acompanhantes, além daqueles prescritos na norma geral, contenham um programa de pré-verificação do paciente antes do exame de IRM, para

identificar eventuais riscos aos pacientes, mencionando a classe específica na qual este paciente de risco se encontra.

#### 5.12.8. Prescrições para a Supervisão e Emergência Médica

A norma prescreve uma supervisão médica do paciente com instruções e recomendações claras que incluam um monitoramento de rotina de todos os pacientes, procedimentos para estabelecer a segurança da supervisão médica no modo de operação de primeiro nível; no modo de operação de segundo nível, requisita a aprovação de um protocolo de estudos humanos através dos comitês de ética, dos escritórios de revisão investigacionais, etc.

Nos procedimentos de emergência médica, a norma prescreve o estabelecimento de procedimentos para a remoção rápida do paciente da influência do magneto, se possível até utilizando uma unidade de interrupção emergencial do campo. Exemplos de situações que exigiriam a interrupção deveriam ser fornecidos para os funcionários.

#### 5.12.9. Exposição Ocupacional

A norma alerta para o fato de que, em alguns países, pode haver legislação definindo limites de exposição ocupacional para o campo magnético estático e para os campos magnéticos variantes no tempo.

Segundo ORDIDGE (2000), no Reino Unido, o órgão denominado “Medical Devices Directorate”, publicou, em fevereiro de 1993, o “Guia para Equipamentos de Ressonância Magnética Diagnóstica para Uso Clínico”, recomendando que os limites de exposição para o pessoal autorizado na sua operação não deveria exceder a uma média de 0,2 Tesla para um dia de trabalho de 8 horas. Discussões adicionais propuseram aumentar o limite para uma média de 0,5 Tesla no mesmo período de tempo para as pessoas que trabalham em pesquisa de ressonância.

Naquele país, os funcionários imediatamente afetados por esse regulamento seriam os radiologistas, os anestesiólogos, os cirurgiões, que trabalham na nova geração de sistemas de IRM de acesso aberto para procedimentos intervencionistas, etc. Como os mecanismos fundamentais dos danos não foram postulados em virtude da fraquíssima interação magnética em nível molecular, as razões para essa regulamentação são baseadas na prudência com respeito à segurança em um ambiente no qual os humanos têm pouca experiência anterior.

A norma comenta que deveria ser informado ao usuário que não existem evidências que dêem embasamento sobre os efeitos cumulativos com o tempo de exposição ao campo magnético estático. No Brasil, até o presente momento, não existe regulamentação para limites de exposição ocupacional aos campos eletromagnéticos em ambientes de ressonância magnética.

#### 5.12.10. Ruído Acústico

O ruído acústico do equipamento de IRM não deve ser maior do que 99 db(A), para nível de pressão sonora em r.m.s. ponderado em A, ou 140 dB, para nível de pressão sonora de pico simples. Para verificar se o nível de ruído está em conformidade com a norma, prescrições de métodos de medição de nível sonoro são fornecidas pela norma, observando que o medidor de nível sonoro deveria ser colocado suficientemente longe do isocentro do magneto para que sua influência não afete a eficiência do medidor. A norma requisita a utilização de proteção auricular para assegurar que o nível de ruído que chega aos ouvidos do paciente esteja abaixo dos valores descritos.

#### 5.12.11. Área de Acesso Controlado

Para equipamentos de IRM que geram um campo marginal excedendo a 0,5 mT (5 Gauss) fora da sala do equipamento, ou que não estejam em conformidade com a norma de segurança sobre compatibilidade eletromagnética (NBR IEC 60601-1-2 ou a norma internacional IEC correspondente mais atualizada), necessita-se definir e instalar uma área de acesso controlado para que essas prescrições entrem em conformidade.

Um croqui informando o tamanho e o formato da área de acesso controlado no qual se estabeleçam regras adequadas para acesso, sinalização de aviso ou de proibição nas suas entradas, com a indicação da presença de campos eletromagnéticos, listagem dos dispositivos e ferramentas específicas ou recomendadas pelo fabricante para uso dentro desta área, sejam eles equipamentos de monitoração, suporte à vida, cuidados emergenciais, é requisito prescrito pela norma para a implantação da área de acesso controlado.

#### 5.12.12. Líquidos e Gases Criogênicos

Os líquidos e gases criogênicos para magnetos supercondutores são tratados pela norma no sentido de evitar acidentes e *quench*, colocando prescrições para manuseio, monitoração e controle dos níveis de criogênicos, observando que um sistema de ventilação deveria ser projetado no intuito de proteger as pessoas no caso de um *quench*.

A norma prescreve ainda que sejam estabelecidas informações claras ao usuário do equipamento de IRM sobre os riscos potenciais e manuseio adequado dos líquidos criogênicos por meio de roupas de proteção; de procedimentos a serem seguidos depois que o gás é liberado; de precauções contra a falta de oxigênio dentro da sala; de procedimentos para materiais inflamáveis próximo do reservatório do criogênio, observando o cuidado para que este recipiente não seja magnético; de recomendações para que o reenchimento de líquido criogênio seja executado

somente por pessoal treinado e experiente; de verificação freqüente do nível de criogênio e de informações sobre o nível mínimo de criogênio exigido para operação normal do equipamento de IRM.

Nas prescrições para construção, a norma acrescenta que deveriam ser fornecidos meios de se monitorar o nível de gás criogênico pelo usuário do equipamento.

#### 5.12.13. Garantia de Qualidade Técnica do Equipamento de IRM

Os procedimentos para a garantia da qualidade, utilizando fantasmas, são recomendados pela norma.

Os artefatos são mencionados pela norma, alertando o usuário do equipamento de IRM de que seus efeitos têm de ser previstos, corrigidos e atenuados a fim de garantir a segurança do paciente.

A norma prescreve que a manutenção deverá obedecer a uma agenda de programação da manutenção para o equipamento de IRM, identificando quais itens deverão ser executados pelo pessoal do serviço.

A norma requisita que sejam feitas folhas de especificação de compatibilidade técnica com informação suficiente para capacitar testes e operação apropriada de equipamentos periféricos, nas quais se descreveria uma lista de parâmetros que caracterizariam o equipamento de IRM. Esta lista de parâmetros encontra-se relacionada na norma.

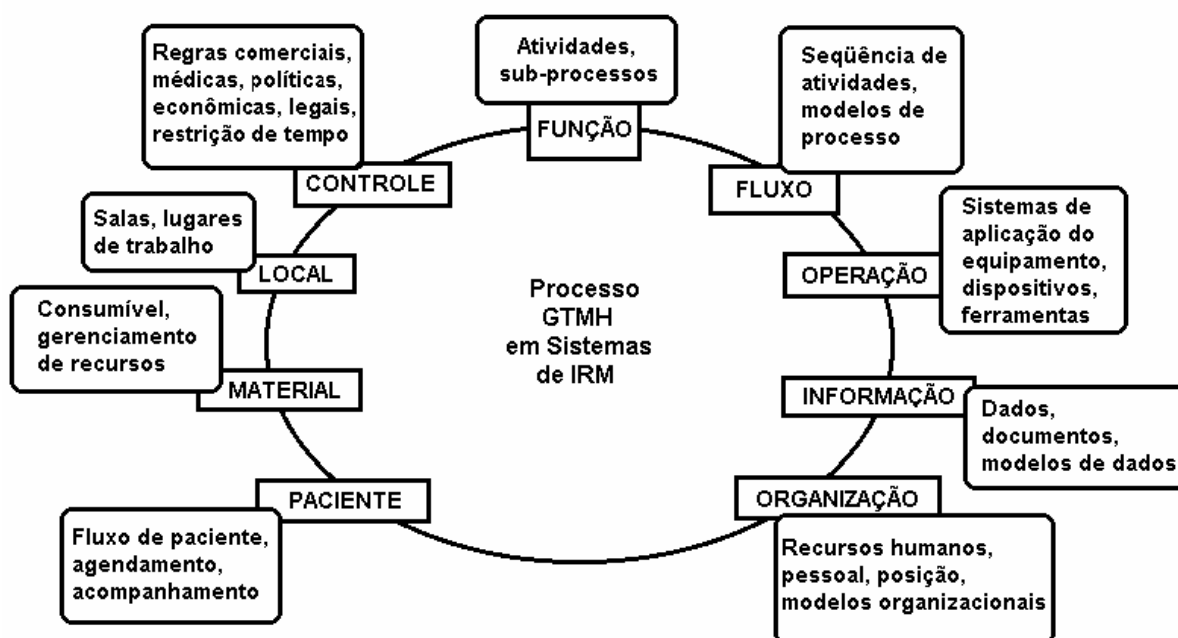
A segurança do equipamento de IRM, para estar em conformidade com esta norma, deveria ser avaliada através da inspeção do arquivo de gerenciamento de risco, conforme prescreve a norma colateral IEC 60601-1-4 sobre sistemas eletromédicos programáveis, na qual se encontram as informações sobre identificação de riscos, sua avaliação, verificação e validação do controle de riscos feito pelo fabricante, com os ensaios suficientemente detalhados para permitir sua exata repetitibilidade, com todos os dados de entrada e resultados esperados dispostos num protocolo de ensaios.

#### 5.12.14. Treinamento

Como se percebe, a norma particular abrange inúmeras situações para garantir a segurança do paciente e dos funcionários da instalação de IRM e fica clara a idéia de que todas essas prescrições não se efetivam sem o treinamento adequado do pessoal envolvido na operação do equipamento. Por causa disso, a norma e também as outras literaturas, tal como o EDUMED (2002b), prescrevem a necessidade de treinamento para os médicos e o operador do sistema de IRM a fim de garantir que o equipamento seja operado de forma efetiva e segura.

## 06. PROPOSTA PARA AVALIAÇÃO DAS CONDIÇÕES DA QUALIDADE DA IMAGEM E DA SEGURANÇA EM SERVIÇOS DE IRM

O processo de obtenção de diagnósticos clínicos precisos por meio de imagens de IRM inicia-se como um processo de gestão de tecnologia médica hospitalar (GTMH) que envolve a interação de vários aspectos, desde os aspectos técnicos até os aspectos organizacionais, dentre os quais estão envolvidos os pacientes, o médico radiologista, o técnico de operação e a enfermagem. O processo da IRM, como todo o processo radiológico, consiste em inúmeras atividades bem definidas que são executadas por diferentes pessoas ou sistemas, em diferentes horas e locais, podendo ser representado esquematicamente através do diagrama abaixo (Figura 6-1) (WENDLER, 2001).



**Figura 6-1. Diagrama mostrando as várias atividades envolvidas no processo de GTMH em IRM (adaptado de WENDLER, 2001).**

A engenharia clínica (EC), com o papel de promover a GTMH dentro do contexto das entidades de saúde, desenvolve estudos para a garantia da qualidade e segurança dos procedimentos exercidos pelos profissionais de saúde no uso eficiente dos equipamentos eletromédicos, por meio de indicadores que auxiliam na tomada de decisão.

Conforme PEREIRA (1999), a garantia de qualidade é definida como o conjunto de ações sistemáticas e planejadas visando garantir a confiança adequada quanto ao funcionamento de uma estrutura, sistema, componentes ou procedimentos, de acordo com um padrão aprovado, considerado satisfatório, minimizando os erros e artefatos e, sobretudo, aumentando a segurança, conseguida através de procedimentos que fazem o controle dessa qualidade.

Para HERLIDOU (1999), o controle de qualidade é indispensável para controlar as eventuais flutuações do aparelho de IRM que podem degradar a qualidade das imagens.

Este capítulo pretende contribuir para a gestão de tecnologia médica hospitalar abordando alguns aspectos desse processo do sistema de IRM que ajudem a avaliar qualitativamente a qualidade da imagem e a segurança desse sistema, a fim de garantir a confiabilidade das informações diagnósticas e a segurança de pacientes e funcionários. Esta abordagem engloba pontos-chaves a considerar, como o momento da aquisição, os contratos de manutenção, procedimentos necessários para a avaliação de qualidade da imagem, procedimentos para a segurança, qualificação e responsabilidade dos funcionários e corpo clínico, etapas fundamentais a serem realizadas pela EC para o GTMH em conjunto com outros atores nos estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS).

## **6.1. Etapa 0 - Incorporação do Equipamento de IRM**

Antes da proposta de avaliação da qualidade da imagem e da segurança de um equipamento de IRM já instalado, uma abordagem interessante e importante a se considerar no processo de GTMH é o processo de incorporação do equipamento no ambiente da instituição de saúde, que é diferenciado da gestão de tecnologia de um equipamento já instalado. Nessa situação, dada a complexidade tecnológica e todo o aparato estrutural que se faz necessário, consideram-se vários aspectos num único momento, deixando, portanto, de ser um processo corriqueiro.

Segundo PEREIRA (1999), as condições para o controle da qualidade de cada equipamento devem começar no momento de sua escolha e aquisição, já que os equipamentos comerciais podem variar em seu desempenho.

### **6.1.1. Etapa 0.01 – Custos de Aquisição**

Segundo o ECRI (2001b), antes de adquirir uma unidade de IRM, dever-se-iam considerar os custos associados com:

- a estrutura da construção, blindagem de RF e blindagem do campo marginal exigida para o local escolhido;
- armazenamento e reabastecimento de criogênicos e de outros sistemas refrigerantes exigidos;
- bobinas especiais de superfície para diferentes procedimentos de imagens, obtido do fabricante ou de outros fornecedores;
- pacotes e acessórios de *software* opcionais;
- agentes de contraste utilizados para certos procedimentos;

- material de consumo e equipamento de monitorização utilizado durante os exames;
- atualizações de *hardware* e *software* do computador;
- contratos de manutenção preventiva e/ou serviços;

Em virtude de as unidades de IRM acarretarem manutenção contínua e custos operacionais, uma decisão de aquisição deveria ser baseada em questões tais como o custo do ciclo de vida (CCV), suporte de serviço local, taxas de desconto e benefícios a mais, sem relação com o preço oferecido pelo fornecedor, além da possibilidade da padronização com os equipamentos já existentes no departamento ou hospital, ou seja, a compra de todos os equipamentos de imagem somente de um fornecedor poderia ser considerada.

Uma análise do custo do ciclo de vida pode ser utilizada para examinar o impacto de fluxo de caixa dos custos de aquisição inicial e custos de operação durante um certo período de tempo. A análise pode, freqüentemente, demonstrar que o custo da propriedade inclui mais do que apenas o custo da aquisição inicial e que um pequeno aumento no custo de aquisição inicial pode produzir economias significativas nos custos de operação de longo prazo.

Conforme alegação do diretor técnico da radiologia do estabelecimento assistencial de saúde envolvido no estudo de caso, a elaboração de uma análise dos custos de aquisição, acaba não tendo muito valor no planejamento da aquisição, devido às flutuações do câmbio do dólar a longo prazo, dentro do contexto econômico brasileiro, já que a maioria dos valores de aquisição são financiados na moeda americana, o dólar. Então, seria interessante que, todos os valores envolvidos na aquisição do equipamento de IRM, pudessem ser adquiridos e/ou financiados na moeda brasileira corrente.

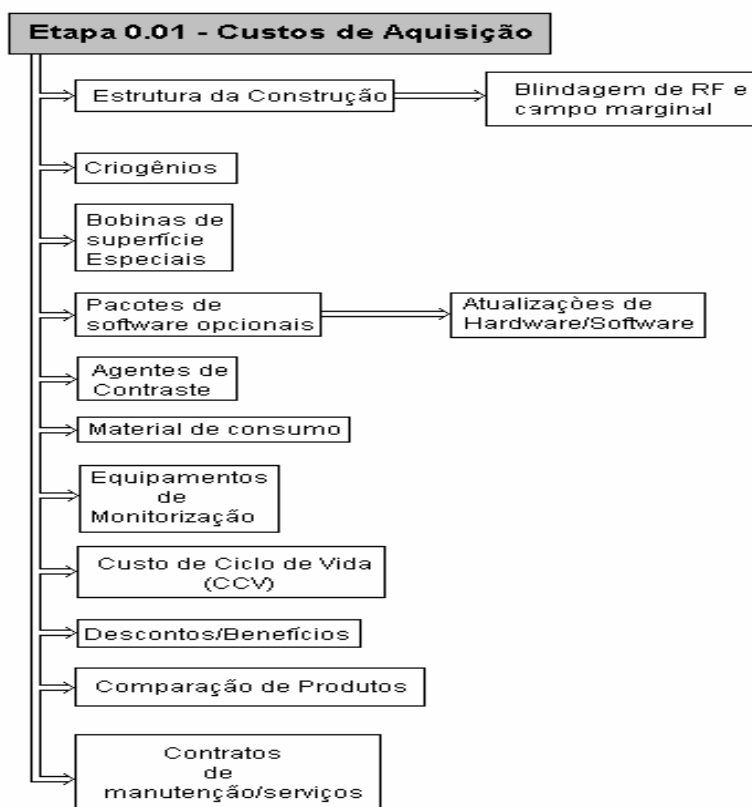
Segundo o ECRI (2001b), alguns fornecedores podem oferecer um desconto significativo, que dependerá da capacidade de negociação da instituição de saúde compradora, da força de campo da unidade de IRM a ser adquirida, dos opcionais inclusos, da experiência prévia com o fornecedor do sistema e da possibilidade de prorrogação de concessões outorgadas pelo fornecedor, tais como garantias estendidas, preços fixos para contratos de serviços anuais e garantias da solução de problemas de serviço no local.

Outro ponto importante é a negociação na aquisição do treinamento necessário à operação e aplicação do sistema, visto que alguns fornecedores oferecem programas de treinamento mais extensos, tanto interno como externo, por um custo adicional, os quais devem estar explicitamente escritos e garantidos num contrato. Ainda, antes da aquisição de uma unidade de IRM de uma força de campo específica, devem-se considerar o número e tipos de exames a serem realizados pela instituição, evitando, dessa maneira, a compra de pacotes tecnológicos desnecessários.

O ECRI (2001b) apresenta tabelas comparativas de produtos que contém uma análise dos recursos dos produtos oferecidos por diversos fabricantes de IRM, comparando recursos como

seqüências de pulsos que podem ser utilizadas, bobinas de superfície disponibilizadas pelo fabricante, tipo de sistema de resfriamento, modelo do equipamento, opcionais, etc., estas tabelas podem ser uma ferramenta auxiliar, muito útil no processo de decisão da aquisição de um ou de outro equipamento de IRM.

Ainda, segundo a ANVISA (2002b), na aquisição, deve-se observar que o fabricante forneça todos os manuais pertinentes ao aparelho, necessários e suficientes para a operação correta do equipamento (manual do operador, manual de serviço, etc), com todas as informações técnicas em português. Esta etapa está representada em diagrama na Figura 6-2.



**Figura 6-2. Diagrama indicando a primeira etapa necessária para o processo de incorporação de equipamentos de IRM.**

#### 6.1.2. Etapa 0.02 - Local de Instalação do Equipamento de IRM

Segundo PEREIRA (1999), a escolha de um local apropriado para a instalação do equipamento deve ser feita a fim de auxiliar no controle da qualidade e segurança, já que o mesmo pode influenciar no desempenho do aparelho.

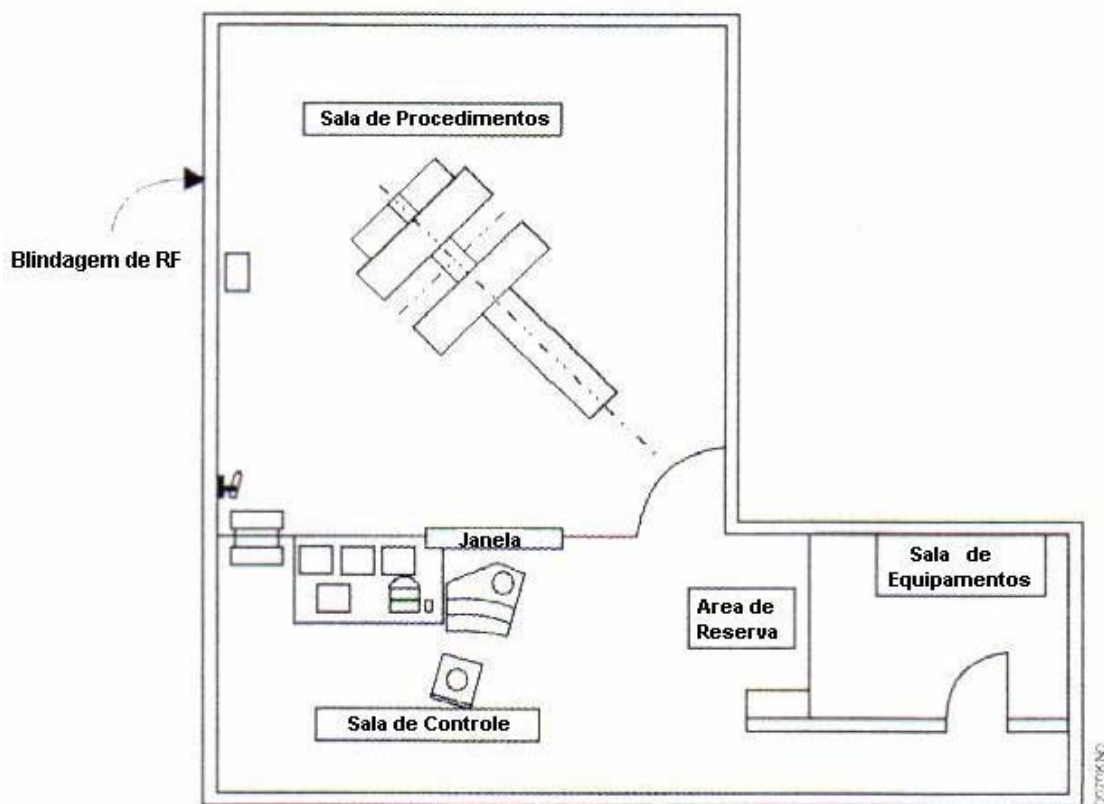
Depreende-se de ECRI (2001b), juntamente com KANAL et al. (2002), que um local padrão para o equipamento de IRM compreende, no mínimo, três salas principais: a sala de procedimentos (sala do magneto da IRM); a sala de equipamentos, aonde o computador do equipamento, o equipamento de geração de sinal e todos os componentes eletrônicos necessários



para executar o escaneamento são mantidos; e a sala de controle, conforme esquematizado no exemplo da Figura 6-3.

A sala de procedimentos é cercada pela blindagem de RF para impedir interferência de fontes de RF externas, incluindo o próprio sistema de rádio da instituição de saúde, quando houver. O local onde se encontra instalado a IRM deveria ser equipado com equipamentos compatíveis ou seguros à IRM, cujos conceitos já foram apresentados no capítulo anterior.

O sistema de RF transmite, aproximadamente, 5000 watts (como uma pequena estação de rádio), mas o sinal recebido do paciente durante o processo de aquisição da imagem está na faixa de microwatts. Esse sinal extremamente pequeno normalmente torna necessária a colocação de uma blindagem de RF ao redor da sala de procedimentos para, conforme também comentam SIJBERS (1998) e BROWN (1995), eliminar qualquer interferência de RF proveniente de fontes externas e causadora de ruído.



**Figura 6-3. Esquema representativo de um local para instalação de IRM (ECRI, 2001b)**

Tal montagem da blindagem de RF está disponível comercialmente e, normalmente, consiste de uma sala completamente montada (chão, teto e paredes) de folhas de cobre ou alumínio, ligadas por um suporte composto de madeira compensada. A montagem de portas especiais e de janelas blindadas com peneira de cobre fornece acesso físico e visual à sala.

Concordando com ECRI (2001b), PICKER (1997) afirma que o local de IRM deve ser escolhido de tal maneira que o forte campo magnético gerado (quando for o caso) pela unidade de IRM não interaja com outras modalidades diagnósticas que utilizam componentes tais como tubos de raios catódicos, tubos fotomultiplicadores, intensificadores de imagem e dispositivos de monitoração fisiológica que são sujeitos à interferência magnética.

Em uma instituição de saúde com espaço limitado, a blindagem do magneto de IRM pode ser requerida para proteger a uniformidade do campo de distúrbios magnéticos externos, mesmo que as modalidades afetadas possam ser mantidas suficientemente separadas. Esta etapa está representada em diagrama na Figura 6-4.



**Figura 6-4. Diagrama indicando a segunda etapa necessária para o processo de incorporação de equipamentos de IRM.**

### 6.1.3. Etapa 0.03 - Contratos de Serviços de Manutenção

A análise dos contratos pode ser efetuada em dois momentos distintos. Num primeiro momento, analisa-se na incorporação do equipamento de IRM e, na outra situação, no momento da renovação ou revisão do contrato de um equipamento já instalado.

Basicamente, no Brasil, esses contratos de manutenção podem ser oferecidos em duas modalidades distintas:

- **Contratos de serviços sem peças de reposição:** a instituição, por intermédio de um contrato mensal ou anual, compra os serviços de assistência técnica, ou do fornecedor, ou de terceiros, independentemente do tempo de mão-de-obra envolvido na manutenção e sem que esteja incluso o custo das peças de reposição necessárias;
- **Contrato de serviços com peças de reposição:** neste, o contrato é de compra de assistência técnica com o fornecimento de peças de reposição, desobrigando-se a contratada de fornecer uma relação de peças especiais, dispostas no contrato, cuja aquisição fica a cargo do cliente quando se tornar necessário.

Para ECRI (2001b), a decisão da opção pela modalidade do contrato de serviço deve ser cuidadosamente analisada, pois muitos fornecedores provêem atualizações de *softwares* de rotina, que aumentam o desempenho do equipamento de IRM sem investimento adicional no contrato de serviço do cliente.

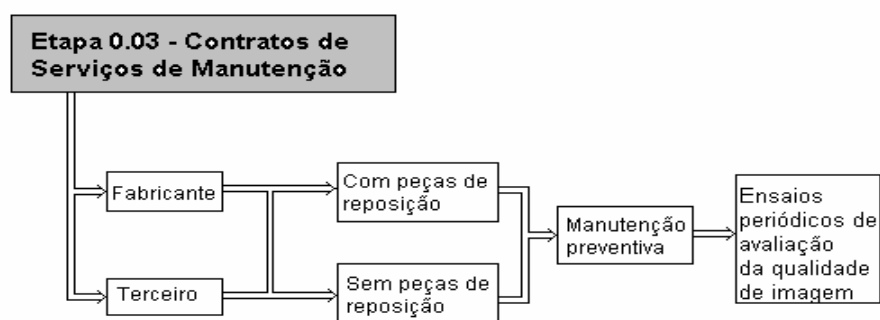
Aqui cabe algum cuidado com relação a contratos com terceiros, que pode vir a ser um bom meio de se reduzir os custos com a contratação de serviços. Sabendo-se que o sistema de IRM é uma tecnologia de alta complexidade técnica e, portanto, da necessidade de grande conhecimento de perícia do sistema por parte da contratada, além das constantes atualizações de *hardware* e *software* que o fornecedor do equipamento possa oferecer, a escolha por contratar terceiros deveria considerar esses aspectos a fim de garantir que a instituição de saúde não seja prejudicada por assuntos alheios ao seu interesse principal, que é realizar diagnósticos precisos aos pacientes através da tecnologia da IRM. A verificação de que o terceiro a ser contratado tenha boas referências técnicas e mercadológicas e, que é autorizado e qualificado a dar assistência técnica pelo fornecedor do equipamento pode ajudar na definição de um contrato de serviços de manutenção, independentemente das vantagens econômicas que esta modalidade possa oferecer.

De fato, CARPIO (1998) comenta que, para a contratação de serviços, os serviços de manutenção preventiva de alta complexidade sejam executados exclusivamente pelos próprios fornecedores da tecnologia ou por seus autorizados.

O contrato de serviço também deve assegurar que a manutenção preventiva seja executada em intervalos regulares, assim eliminando a possibilidade de custos de manutenção inesperados e aproveitando para executar um programa de controle de qualidade através de ensaios de avaliação de desempenho de qualidade de imagem. Ainda, muitos fornecedores não prorrogam as garantias de tempo de funcionamento ou performance do sistema além da duração da garantia, a menos que o sistema seja coberto por um contrato de prestação de serviços (ECRI, 2001b).

Esse autor recomenda ainda que, para maximizar o poder de barganha da contratante, as instituições de saúde negociem o preço para os contratos de serviço antes que o sistema seja comprado, inclusive as substituições do líquido criogênico (se necessário) deveriam ser negociadas no contrato de serviço. Os descontos podem ser negociáveis quando o contrato de serviços é por vários anos, ou quando esse contrato estiver atrelado a outros equipamentos da instituição.

Conforme PEREIRA (1999), como recomendação do ECRI, o custo de referência típico para contratos integrais de serviço anuais não deve ultrapassar 8% do valor nominal de aquisição do equipamento. Esta etapa está representada em diagrama na Figura 6-5.

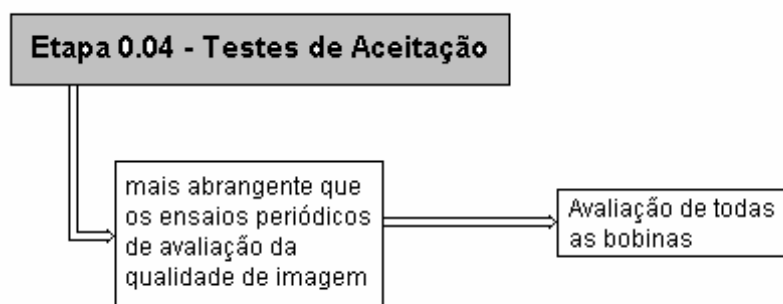


**Figura 6-5. Diagrama indicando a terceira etapa necessária para o processo de incorporação de equipamentos de IRM.**

#### 6.1.4. Etapa 0.04 - Testes de Aceitação

Para o AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (1999), inicialmente, os testes de desempenho deveriam ser executados no ato da instalação do equipamento. Esses ensaios deveriam ser mais amplos que os ensaios de avaliação de desempenho periódicos realizados em equipamentos já instalados, pois são ensaios de grande importância tendo em vista que colocam o equipamento em condições confiáveis de funcionamento, devendo, portanto, ser consistentes com as práticas de ensaios de aceitação atualizados. Um protocolo de ensaio de aceitação deveria incluir a avaliação de todas as bobinas.

No anexo B, encontram-se alguns aspectos gerais a serem considerados no processo da incorporação. Esta etapa apresenta-se no diagrama da Figura 6-6.



**Figura 6-6. Diagrama indicando a quarta etapa necessária para o processo de incorporação dos equipamentos de IRM.**

## 6.2. Etapa 1 - Avaliação e Monitoramento das Condições Características de Desempenho e Segurança dos Equipamentos de IRM

A avaliação e o monitoramento das condições que caracterizam o desempenho e a segurança do equipamento de IRM revelam indicadores úteis na gestão do ambiente

eletromagnético de IRM, já que a qualidade das imagens está intimamente relacionada à satisfação mínima de parâmetros técnicos e de segurança.

Para se ter uma idéia da importância, um desvio na tensão do amplificador de transmissão de RF pode causar um ângulo de inclinação incorreto já que, para cada paciente submetido ao exame, a tensão exigida do amplificador de RF para obter um ângulo de inclinação de 90 graus é sintonizada novamente a cada procedimento de escaneamento pelo sistema de IRM. Essa tensão atua como referência para cálculos de tensões exigidas para outros ângulos de inclinação. Se a característica do amplificador de RF mudar, este cálculo provavelmente estará incorreto. Um desvio na tensão do amplificador também pode indicar que este amplificador está no fim de sua vida útil e precisa ser substituído. Variações na frequência ressonante refletem-se em mudanças no campo magnético.

Ainda, como exemplo da importância, a RSR é sensível a várias mudanças nos parâmetros do sistema. Mudanças na espessura de corte afetarão a RSR, já que o sinal utilizado para a aquisição da imagem é proporcional à espessura de corte. Erros na posição do corte ou devem-se à não-uniformidade no gradiente de campo, ou à não-uniformidade do campo magnético principal. Esses erros também devem causar distorções nos ensaios de RSR. Mudanças na resolução do pixel também deveriam conduzir a variações na RSR e na distorção geométrica (FIRBANK et al., 2000).

Ainda conforme esse autor, para uso clínico normal, a monitoração regular da RSR, da distorção geométrica, da uniformidade da imagem e da imagem dupla deveria ser suficiente para detectar desvios nos limites aceitáveis que asseguram a qualidade da imagem do sistema. Já o AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (1999) estabelece padrões de desempenho mais abrangentes na avaliação da qualidade da imagem e da segurança, abordando temas que vão desde os testes de aceitação na instalação do equipamento até um programa de controle da qualidade, sendo mais esclarecedores da condição real que se encontra o equipamento e auxilia no monitoramento dos diversos aspectos que contribuem para a produção de imagens diagnósticas consistentes e seguras para o uso clínico do equipamento de IRM.

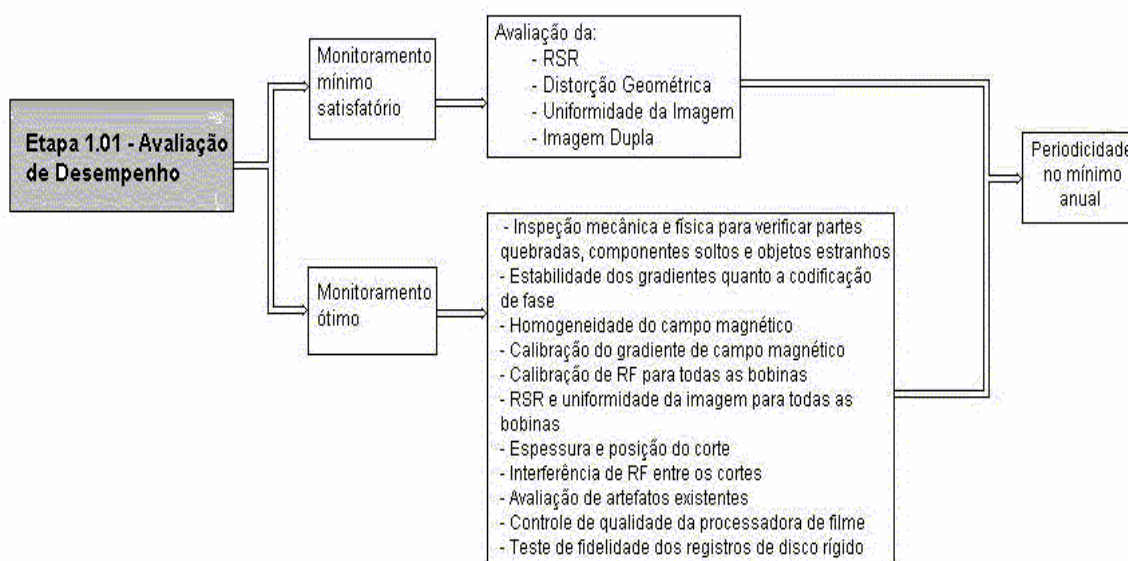
### 6.2.1. Etapa 1.01 - Avaliação de Desempenho

Como comentado anteriormente, FIRBANK et al. (2000) afirmam que uma avaliação de desempenho mínima e suficiente envolveria o monitoramento da RSR, da distorção geométrica, da uniformidade da imagem e da imagem dupla. Já o AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (1999) estipula um período mínimo (um ano) para que as avaliações de desempenho sejam executadas em cada unidade de IRM, sendo que tal avaliação deveria incluir, no mínimo, os seguintes ensaios:

- inspeção mecânica e física para verificar partes quebradas, componentes soltos e objetos estranhos;

- estabilidade dos gradientes quanto a codificação de fase;
- homogeneidade do campo magnético;
- calibração do gradiente de campo magnético;
- calibração de radiofrequência (RF) para todas as bobinas;
- medição da relação sinal-ruído (RSR) e uniformidade da imagem para todas as bobinas;
- espessura e posição do corte;
- interferência da RF entre os cortes;
- avaliação de artefatos existentes;
- controle de qualidade da processadora de filme;
- teste de fidelidade dos registros do disco rígido.

Portanto, pode-se depreender que os ensaios propostos por FIRBANK et al. (2000) asseguram um monitoramento mínimo satisfatório do equipamento, e os ensaios e calibrações propostas pelo AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (1999) asseguram uma condição de monitoramento ótima de um equipamento de IRM já instalado. A seguir, representa em diagrama esta primeira etapa de avaliação e monitoramento das condições para a qualidade da imagem e a segurança numa unidade de IRM já instalada (Figura 6-7).



**Figura 6-7. Diagrama esquemático da etapa da avaliação de desempenho**

### 6.2.2. Etapa 1.02 - Programa de Controle da Qualidade

Um programa de controle da qualidade (CQ) contínuo tem uma abordagem um tanto diferenciada do processo de avaliação de desempenho comentado anteriormente, por envolver uma

quantidade menor de procedimentos de ajustes e ensaios, e deveria ser implementado para todas as unidades de IRM, em períodos regulares, no mínimo, de dois meses até no máximo quatro meses.

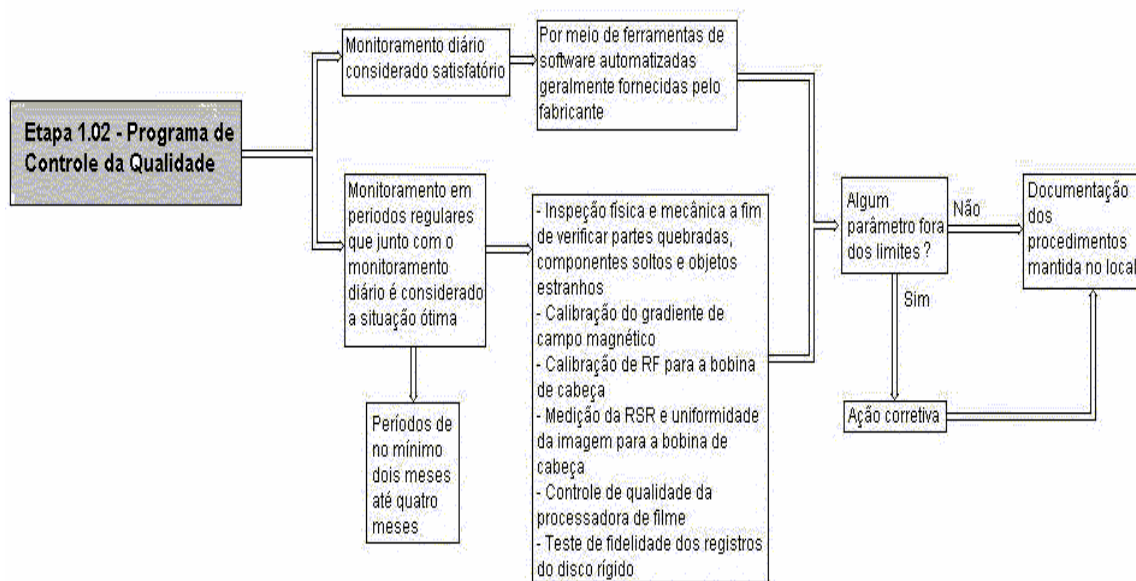
Este programa tem de ser documentado e mantido no local da IRM. Os ensaios e ajustes de CQ deveriam ser conduzidos pelo técnico radiologista e/ou serviço de engenharia, com uma revisão ou monitoramento dos procedimentos feita, no mínimo, anualmente pelo médico radiologista e/ou um físico-médico/cientista de RM qualificado (AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, 2001).

O programa de CQ deve incluir, mas não se limitar, os seguintes parâmetros de avaliação:

- inspeção física e mecânica para verificar partes quebradas, componentes soltos e objetos estranhos;
- calibração do gradiente de campo magnético;
- calibração da RF para a bobina de cabeça;
- medição da RSR e uniformidade da imagem para a bobina de cabeça;
- controle da qualidade da processadora de filme;
- teste de fidelidade dos registros do disco rígido.

Os manuais do equipamento devem ser considerados quando se elabora um programa de CQ, pois geralmente ele traz informações do fabricante sobre manutenções periódicas e procedimentos de monitoramento diário de rotina do equipamento para a garantia da qualidade. Esse monitoramento diário de rotina do equipamento dentro de um programa de controle de qualidade possibilita a segurança diária da confiança no equipamento e é geralmente disponibilizado pelo fabricante que fornece os fantasmas e as ferramentas de *softwares* necessárias.

Se qualquer dos parâmetros de CQ a ser monitorado estiver fora dos limites de controle, ações corretivas deveriam ser tomadas. Um físico médico/cientista de ressonância magnética (RM) deveria estar disponível para ajudar na prescrição de ações corretivas para os problemas não solucionados (AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, 1999). A seguir, um diagrama representa a segunda etapa de avaliação e monitoramento da qualidade da imagem e da segurança num equipamento de IRM já instalado (Figura 6-8).



**Figura 6-8. Diagrama esquemático da etapa relativo ao programa de controle da qualidade**

### 6.2.3. Etapa 1.03 – Recursos Humanos

É importante manter um grupo de funcionários estrategicamente qualificados para garantir a qualidade da imagem diagnóstica e a segurança do paciente e funcionários. A interpretação correta da imagem, mesmo que haja uma garantia técnica da qualidade da imagem, faz-se mister para assegurar a consistência diagnóstica e a segurança do paciente.

Segundo o AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (1999), uma tríade de profissionais se complementam na responsabilidade de garantir a qualidade da imagem e a segurança ao paciente, sendo eles o físico médico ou o cientista em RM, o médico radiologista e o técnico radiologista de operação do equipamento.

#### 6.2.3.1. Qualificações e Responsabilidades do Físico-Médico e Cientista em RM

O pessoal qualificado para realizar os testes de aceitação e monitoramento do equipamento de IRM, inclui um físico-médico ou um cientista de ressonância magnética (RM) qualificado.

O físico-médico qualificado é o indivíduo que é competente para praticar independentemente um ou mais subcampos na física-médica. Considera-se que a certificação e a educação continuada no subcampo apropriado demonstram a qualificação deste indivíduo. O subcampo apropriado da física-médica são a física radiológica diagnóstica e a física radiológica. No Brasil, a organização que faz a certificação e a regulamentação dos físicos-médicos e profissionais ligados à área de ressonância magnética é a Associação Brasileira de Física Médica.



O cientista de RM qualificado é um indivíduo que obteve a graduação numa ciência física envolvendo RMN ou IRM, o qual deve ter, no mínimo, três anos de experiência documentada em um ambiente clínico de IRM.

O físico/cientista de RM, além de sua formação profissional em IRM, deve estar familiarizado com essa tecnologia, incluindo o seu funcionamento, usos clínicos e especificações de desempenho do equipamento de IRM, bem como processos de calibração e limitações nos ensaios de desempenho do *hardware*. Deve ser mantida sua competência pela participação em programas de educação continuada com frequência suficiente para assegurar a familiaridade com os conceitos, os equipamentos e os procedimentos atuais.

Esses profissionais podem ser auxiliados, na tarefa de obtenção de dados de ensaio de monitoração do desempenho, por outras pessoas aprovadas por eles e corretamente treinadas, ressaltando-se, ainda, que o físico/cientista de RM deve revisar e aprovar todas as medições realizadas.

#### **6.2.3.2. *Qualificações e Responsabilidades do Médico Radiologista***

Para o AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (2001), o médico deveria ter responsabilidade sobre todos os aspectos do estudo clínico, incluindo, mas não limitando, revisar todas as indicações para o exame; especificar a sequência de pulsos a ser executada; especificar o uso e a dosagem de agentes de contraste; interpretar as imagens; escrever relatórios e assegurar a qualidade não só das imagens, mas também das interpretações.

Para que o médico cumpra esses requisitos, tem de ser certificado em radiologia diagnóstica e se envolver com a supervisão e/ou execução, bem como com a interpretação (e/ou revisão) e relato de trezentos exames de IRM dentro dos últimos 36 meses, ou tem de realizar um programa de residência diagnóstica envolvido com a execução, interpretação e relatos de quinhentos exames de IRM no mesmo período de tempo para o certificado. A exceção fica para a angiografia de ressonância magnética(ARM)/IRM cardíaca ou vascular periférica, que tem de ter qualificações específicas descritas em outro padrão da ACR. No Brasil, a entidade responsável pela certificação do médico radiologista é o Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) da Associação Médica Brasileira (AMB).

Os médicos não radiologistas que assumem responsabilidades na IRM exclusivamente em uma área anatômica específica, excluída é claro a IRM cardiovascular, deveriam realizar uma residência dentro da especialidade praticada de mais de duzentas horas em IRM, além de ter de interpretar e relatar quinhentos casos de IRM na especialidade da área no decorrer de 36 meses sob supervisão; para IRM neurológica, no mínimo cinquenta dos quinhentos casos deveriam ser ARM do sistema nervoso central.

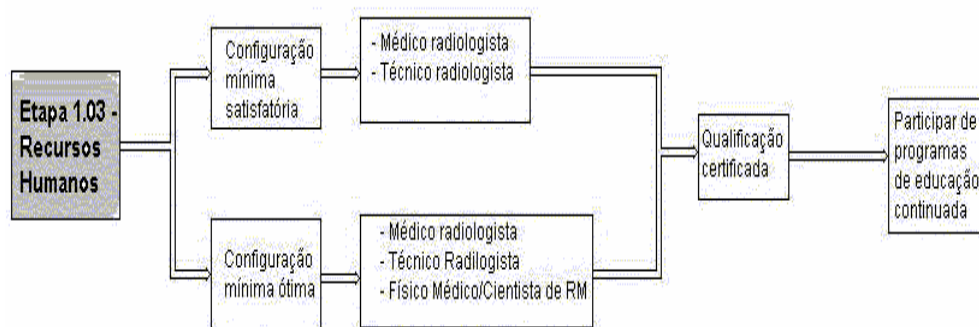
Para que o médico radiologista mantenha sua competência certificada, deve fazer a interpretação e o relato de, no mínimo, cem exames de IRM por ano. O mesmo cabe para o médico não radiologista, mas que reflita a sua competência na área anatômica específica. Além disso, esses profissionais devem assegurar a educação continuada em IRM e que seja apropriada às necessidades práticas do médico.

#### 6.2.3.3. *Qualificações e Responsabilidades do Técnico Radiologista*

Conforme se depreende do AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (2001), o técnico radiologista deveria participar, assegurando o conforto e a segurança do paciente, obtendo os dados de IRM que sejam até certo ponto satisfatórios para a interpretação médica; ainda, deve executar os testes de controle da qualidade exigidos diariamente para o sistema de IRM.

O técnico tem de ser certificado por órgão de classe competente ou bacharelado e certificado em outro campo da imagem clínica e ter seis meses de escaneamento clínico em IRM supervisionado.

Qualquer técnico que opera o equipamento de IRM deveria ser licenciado na jurisdição na qual ele pratica, isso se a condição de licenciado existe e, para assegurar a competência, todos os técnicos devem ser avaliados sob a supervisão do médico radiologista. O diagrama abaixo representa a terceira etapa de avaliação e monitoramento da qualidade da imagem e da segurança num equipamento de IRM já instalado (Figura 6-9).



**Figura 6-9. Diagrama esquemático da terceira etapa relacionado aos recursos humanos**

#### 6.2.4. Etapa 1.04 - Programas e Diretrizes de Segurança

Dentro do processo de GTMH, a segurança, para ser efetiva, deve ser analisada tanto do aspecto da condição tecnológica como da condição organizacional. Para o estabelecimento de um ambiente seguro em IRM é essencial estabelecer, primordialmente, as condições técnicas mínimas de segurança para o equipamento. O equipamento de IRM, gerando um campo marginal maior do que o limite máximo de 0,5 mT que, extrapola os limites da sala de procedimentos, deve ser

demarcada uma área física que envolva essa linha de campo de 0,5 mT, denominada de “área de acesso controlado”, em conformidade com a norma IEC 60601-2-33 (2002), exigindo, para tanto, croqui, sinalizações de aviso, o controle e a proibição de acesso nas entradas principais dessa área.

Alguns ensaios de conformidade com a norma de segurança da IEC 60601-2-33 (2002) devem ser realizados, com períodos de, no máximo, um ano, preferencialmente junto aos ensaios de avaliação de desempenho do equipamento. Estes ensaios são:

- ensaios para verificação do nível de exposição à RF do equipamento de IRM, utilizando-se um dos dois métodos recomendados pela norma IEC 60601-2-33 (2002): o método do pulso-energia ou o método calorimétrico. Os resultados destes ensaios devem ser comparados aos níveis de exposição de RF do equipamento fornecidos pelo fabricante;
- ensaios para verificação de nível de ruído do equipamento de IRM, por meio do método de ensaio descrito pela norma IEC 60601-2-33 (2002).

Tais ensaios estão descritos, um pouco mais detalhadamente, no anexo A.

Deve ser garantida a compatibilidade eletromagnética entre os dispositivos de monitorização dos parâmetros fisiológicos do paciente e o equipamento de IRM. Estes equipamentos devem estar em conformidade com a norma de segurança de compatibilidade eletromagnética, a norma NBR IEC 60601-1-2 ou a norma internacional IEC correspondente mais atualizada.

Deve ser verificada, também, a capacidade de isolamento eletromagnético da blindagem de RF da sala de procedimentos, onde se encontra o equipamento de IRM, para assegurar que esse equipamento esteja em conformidade com a norma NBR IEC 60601-1-2 ou a norma internacional IEC correspondente mais atualizada, necessitando, dessa forma, averiguar a eficiência da blindagem por meio de ensaios do isolamento da sala e, ainda, a compatibilidade eletromagnética desse equipamento com o ambiente externo, em períodos de, no máximo, um ano.

Outra questão de segurança envolvida com as condições tecnológicas está relacionada aos equipamentos de IRM, de magnetos resistivos ou supercondutores. Esses devem prever a instalação de uma unidade de interrupção do campo magnético para ser utilizado numa situação de emergência ou, ainda, para os magnetos supercondutores, numa situação de vazamento súbito do líquido criogênico (*quench*). Ainda, para os magnetos supercondutores, deve-se instalar um monitor de oxigênio com alarme audível, conectado a um sistema ventilador-exaustor dentro da sala de procedimentos, como medida de segurança obrigatória, no caso de vazamento de líquidos criogênicos.

Para o aspecto organizacional da segurança, o estabelecimento de uma política efetiva de procedimentos de verificação de cada paciente e acompanhante antes de iniciar os exames de IRM pela equipe médica, por meio de entrevistas e preenchimento de formulários, sob a supervisão do

médico radiologista, é o primeiro componente crítico de um programa de segurança de todos os indivíduos que entram no ambiente eletromagnético da IRM. O segundo aspecto crítico está em analisar o procedimento de verificação realizado no paciente ou acompanhante para se determinar os fatores de risco associados aos diversos implantes biomédicos e dispositivos (SAWYER-GLOVER, 2000; PICKER, 1997).

Segundo o AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (2001), as diretrizes de segurança, práticas e políticas deveriam ser escritas, de execução obrigatória, revisadas e documentadas, no mínimo, anualmente pela supervisão do médico radiologista. Essas diretrizes devem levar em consideração as interações potenciais do campo magnético sob objetos ferromagnéticos dentro do ambiente de IRM. Devem, ainda, considerar os riscos potenciais levantados por implantes metálicos e materiais dentro do paciente, bem como para outros indivíduos dentro do ambiente de IRM, ou seja, as interações com o campo magnético, o aquecimento e até correntes elétricas induzidas. No capítulo 05, há informação que podem auxiliar na implementação de diretrizes de segurança nas instituições de saúde.

Os procedimentos organizacionais devem garantir que as pessoas, não-vinculadas ao serviço de IRM ou ao exame, permaneçam fora da linha de campo magnético marginal de 0,5 mT produzida pelo equipamento de IRM.

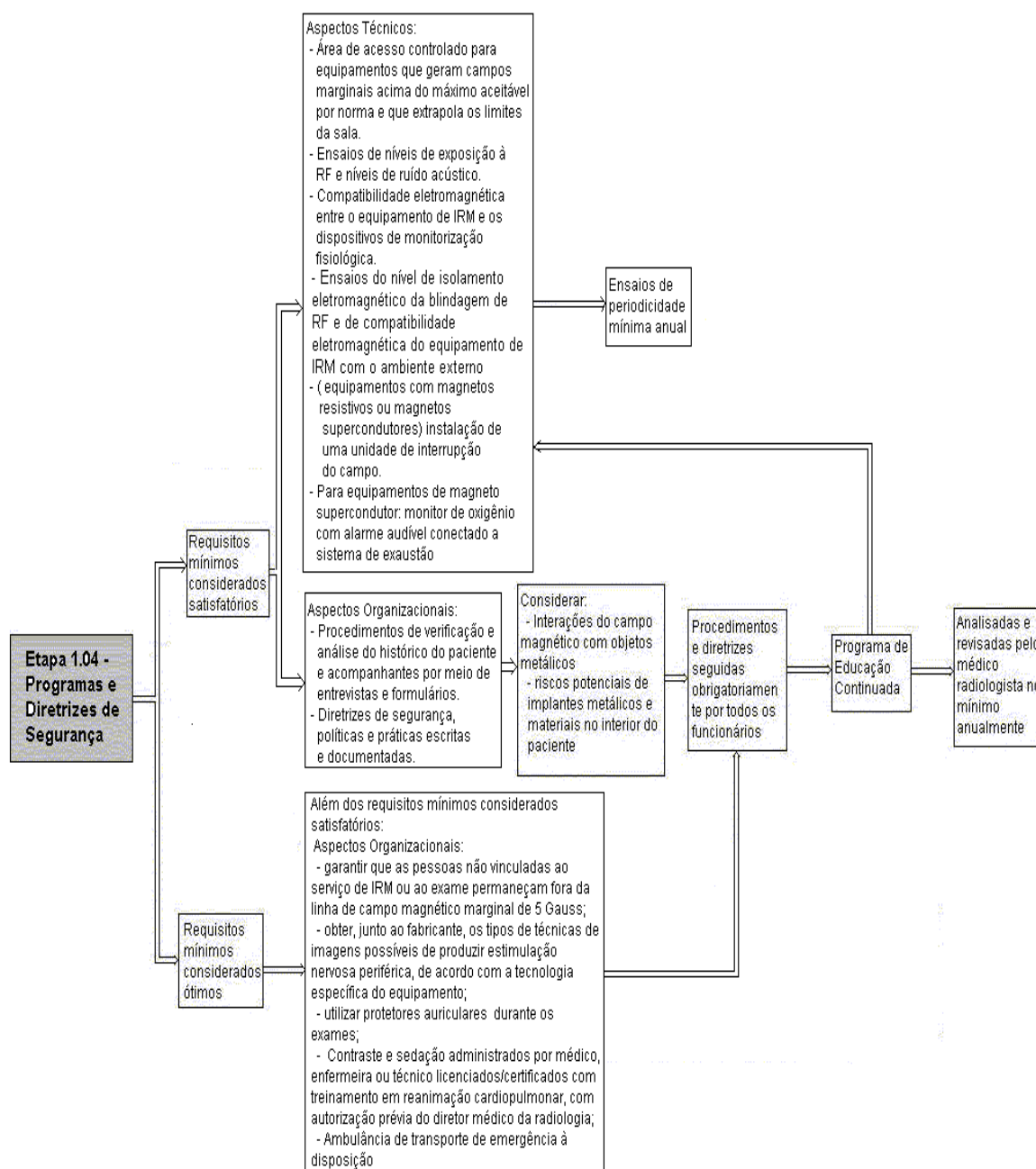
A instituição de saúde deve obter, junto ao fabricante, os tipos de técnicas de imagens que tornam possíveis produzir a estimulação nervosa periférica, considerando a tecnologia específica do equipamento, a fim de garantir a segurança do paciente nesses exames.

Mesmo que sejam realizados ensaios de verificação do nível de ruído do equipamento, protetores auriculares devem ser utilizados pelo paciente durante os exames.

Quando necessários o contraste e a sedação deveriam ser administrados, em conformidade com a política da instituição de saúde, leis federais e estaduais, por um médico, um enfermeiro ou um técnico radiologista de operação com treinamento em reanimação cardiopulmonar. Ainda uma ambulância de transporte de emergência apropriadamente equipada deve estar imediatamente disponível para cuidar de possíveis reações adversas sérias.

A injeção de agente de contraste a níveis diagnósticos devem ser realizados por técnicos radiologistas e enfermeiros radiologistas licenciados e/ou certificados sob a direção de um médico radiologista, ou um médico designado que esteja pessoalmente e imediatamente disponível, considerando ainda se a prática está de acordo com a regulamentação da instituição, com as leis federais e estaduais. Ainda, deve haver aprovação prévia escrita do diretor médico do departamento/serviço de radiologia. Tal processo de aprovação tem de seguir políticas e procedimentos estabelecidos e o técnico radiologista, ou a enfermeira, aprovado deve manter a documentação referente à educação médica continuada, aos materiais a serem injetados e aos procedimentos a serem executados.

Um roteiro é proposto, no anexo C, para a avaliação qualitativa das condições de qualidade da imagem e da segurança numa unidade de IRM, conforme as seções abordadas anteriormente no sentido de obter uma identificação de requisitos não implementados para a melhoria contínua dos serviços de IRM, a fim de proporcionar um diagnóstico geral que contribuirá no processo de gestão de tecnologia médica hospitalar (GTMH) e para a ação do engenheiro clínico que se encontra inserido nos serviços de IRM. A seguir, representa em diagrama a etapa de programa e diretrizes de segurança numa unidade de IRM já instalada (Figura 6-10).



**Figura 6-10. Diagrama esquemático da etapa do programa e diretrizes de segurança**

## **07. ESTUDO DE CASO**

Para o estudo de caso foi realizado um convênio envolvendo a participação de um centro clínico de diagnóstico por imagens, que possui dois equipamentos de ressonância magnética. O primeiro equipamento é o mais antigo na instituição, da marca Philips, modelo Giroscan T5II de magneto supercondutor, com magnitude de força de campo de 0,5 Tesla. O segundo equipamento é da marca Picker, modelo Eclipse de magneto supercondutor, com magnitude de força de campo de 1,5 Tesla.

Este estudo de caso teve como principal objetivo validar a metodologia proposta, extraindo informações qualitativas sobre o panorama geral relacionado à qualidade da imagem e a segurança em serviços de IRM, necessárias para a ação do engenheiro clínico, dentro do processo de GTMH, nos serviços que utilizam essa tecnologia.

### **7.1. Resultados Obtidos com a Aplicação da Proposta**

A metodologia utilizada baseou-se na aplicação de um roteiro para a avaliação da qualidade da imagem e da segurança nos sistemas de IRM já instalados para o estudo de caso mencionado. O roteiro foi proposto no capítulo 06, está no anexo C e contém questões objetivas pertinentes ao estudo, divididas em quatro etapas.

#### **7.1.1. Resultados da Etapa 1.01**

A primeira etapa procurou avaliar a existência de ensaios e calibrações de desempenho mais abrangentes do que no programa de controle de qualidade, por esse motivo executados em intervalos de tempo relativamente maiores, de no mínimo uma vez por ano.

Foi constatado que se realizam manutenções preventivas nos sistemas de IRM, porém no protocolo de manutenções preventivas proposto pela empresa contratada não é realizado nenhum procedimento de monitoramento anual para a avaliação de desempenho dos dois equipamentos em análise, conforme especificado na proposta. Foi observado que o ensaio de homogeneidade do campo, a calibração do gradiente de campo magnético, a calibração de RF para todas as bobinas e a avaliação de artefatos existentes são realizados eventualmente quando acontecem problemas relacionados à operação do equipamento e isoladamente, caracterizando, portanto, procedimentos de manutenção corretiva. Foi observado ainda que a máquina processadora de filmes faz, em sua rotina, o controle de qualidade automaticamente.

### 7.1.2. Resultados da Etapa 1.02

A segunda etapa propôs-se avaliar se a instituição possui um programa de controle da qualidade que complementaria a avaliação de desempenho através do monitoramento de um número menor de parâmetros, por meio uma menor quantidade de ensaios e inspeções com intervalos de tempo menores que um ano. Foram abordados, ainda nessa etapa, os problemas mais freqüentemente detectados nos equipamentos de IRM da instituição.

Na questão pertinente ao programa de controle da qualidade, observou-se que a instituição mantém-o continuamente, porém, monitora, de maneira diferente, cada equipamento em análise e, mesmo assim, não executa todos os ensaios recomendados na proposta.

No equipamento da marca Philips constatou-se que o monitoramento é feito em períodos regulares, entre dois e quatro meses, com a realização de procedimentos de inspeção física e mecânica a fim de verificar partes soltas, quebradas ou objetos estranhos no equipamento, e também o controle de qualidade da processadora de filme, que é efetuado automaticamente pela processadora.

Já, no equipamento da marca Picker, além do monitoramento em períodos regulares efetuados nos mesmos moldes do equipamento anterior, há o monitoramento diário. Esse monitoramento baseia-se no procedimento “*daily QA*” (garantia da qualidade diária). Esse procedimento é realizado pelo técnico radiologista, do turno inicial da manhã, antes de iniciar o primeiro exame do dia.

O procedimento “*daily QA*” consiste em posicionar um fantoma, inserido no interior da bobina de cabeça, no isocentro magnético da cavidade tubular do equipamento de IRM e executar um *software* (também fornecido pelo fabricante) pelo console do operador. Esse *software* contém uma rotina de programação que faz a análise das medições. Primeiro, determina o ruído e o sinal existente para a bobina de cabeça e, após, analisa a RSR para esse tipo de bobina. Em sequência, realiza a análise da uniformidade, da imagem dupla e da distorção geométrica. Por último, determina o ruído e o sinal existente para a bobina de corpo inteiro e faz a análise da RSR para essa bobina. Após a execução desse *software*, são apresentados, no monitor de vídeo do console do operador, os resultados que são registrados pelo técnico radiologista. Neste procedimento, ainda, o *software* verifica o nível de líquido criogênico do magneto supercondutor e a temperatura ambiente da sala de procedimentos.

O fantoma utilizado no procedimento “*daily QA*” é denominado de “fantoma de multipropósito para a bobina de cabeça”. Esse fantoma apresenta o formato cilíndrico, com base, de aproximadamente, 25 cm e, altura, de aproximadamente, 23 cm. Ele é feito de um material plástico que contém, no seu interior, uma solução composta de água, corante vermelho de fenol, cloreto de sódio e sulfato cúprico. Não foi possível obter detalhes, tanto pela clínica quanto pelo

engenheiro responsável pela manutenção, sobre as seqüências de pulsos que são utilizadas na rotina do *software*, para o procedimento “*daily QA*” e sobre a composição exata da solução contida dentro do fantoma utilizado.

Os itens levantados, como problemas mais freqüentes, são os defeitos no equipamento (*hardware* e *software*), mau funcionamento de bobinas, artefatos de imagem, interferência com outros equipamentos e falta de treinamento, em ambos os equipamentos. Guardadas as diferenças de monitoramento executadas como o programa de controle da qualidade para os dois equipamentos, afirmou-se haver os registros documentados do mesmo.

### 7.1.3. Resultados da Etapa 1.03

A terceira etapa analisou questões pertinentes aos recursos humanos disponíveis na instituição e se são tomadas as medidas necessárias para manter a capacidade técnica atualizada destes profissionais, o que permitiria verificar as condições clínicas para a garantia da qualidade da imagem e da segurança.

Os profissionais disponíveis apontados pela instituição são médicos radiologistas e técnicos radiologistas, e verificou-se que apenas alguns desses são certificados ou licenciados pelos órgãos competentes, embora se tenha afirmado que os profissionais participam de programas de educação continuada.

### 7.1.4. Resultados da Etapa 1.04

A quarta etapa procurou verificar os aspectos técnicos e organizacionais de segurança efetuados dentro da instituição, e, para finalizar, reservou-se um espaço para que os profissionais argüidos pudessem se manifestar por meio de comentários e observações.

Quanto aos aspectos técnicos da segurança, verificou-se que a instituição tem condições semelhantes para os dois equipamentos. Não soube informar se cada um dos dois equipamentos gera campos marginais maiores que 0,5 mT fora dos limites da sala de procedimentos. Não realizam ensaios de verificação de conformidade com o nível de exposição da RF e com o nível de ruído. Os equipamentos de monitorização fisiológica não apresentam interferência eletromagnética. Não realizam ensaios de verificação do isolamento eletromagnético da blindagem de RF e, também, de compatibilidade eletromagnética do equipamento de IRM com o ambiente externo. Em ambas as salas de procedimentos encontram-se instaladas uma unidade de interrupção de campo magnético, mas não se encontram instalados o monitor de oxigênio com alarme audível.

Quanto aos aspectos organizacionais da segurança, a instituição afirmou manter procedimentos iguais para ambos os equipamentos; portanto, mantém procedimentos de verificação e análise do histórico médico do paciente por meio de entrevistas e formulários para



preenchimento. Mantém diretrizes, práticas ou políticas de segurança escritas e documentadas, que são revisadas no mínimo uma vez por ano pelo médico radiologista, considerando principalmente as interações do campo magnético com objetos metálicos e riscos potenciais de implantes metálicos e materiais no interior do paciente.

Mesmo não informando se ambos os equipamentos geram o campo marginal de 0,5 mT fora dos limites da respectiva sala de procedimentos, a instituição afirmou que mantém procedimentos que garantem a permanência das pessoas não vinculadas ao setor ou ao exame fora da linha de campo marginal de 0,5 mT.

Para o equipamento da marca Picker, a instituição afirmou que esse equipamento avisa automaticamente quando o tipo de técnica de imagem utilizado produz a estimulação nervosa periférica. Para o outro equipamento, da marca Philips, a instituição afirmou não possuir essas informações. Quanto aos protetores auriculares, a instituição utiliza-os nos pacientes durante a realização dos exames.

Os profissionais que realizam procedimentos de contraste e sedação são o médico radiologista, o médico (anestesiologista ou outros) e o enfermeiro da instituição, que são certificados para tal e têm treinamento em reanimação cardiopulmonar. Foi observado que existe um manual de procedimentos de contraste e sedação que é seguido pelos profissionais que os realizam; não são analisados os procedimentos caso por caso, ficando a cargo de supervisão e/ou autorização do médico radiologista apenas os casos relacionados a pacientes especiais. No entanto, é interessante observar que, o fato de haver um manual de procedimentos não desobriga que seja realizado a avaliação da injeção de contraste caso a caso. Portanto, há um consenso, através de uma política da instituição, da supervisão e/ou autorização dos procedimentos de contraste e sedação pelo médico radiologista para todos os casos, mesmo que, na maior parte das situações, seja tácita.

A instituição mantém um programa de educação médica continuada para os procedimentos e diretrizes de segurança bem como para a administração de agentes de contraste injetáveis.

## **7.2. Conclusões dos Resultados Obtidos**

Pode-se concluir, da avaliação do estudo de caso, que as condições de monitorização da qualidade da imagem, no que diz respeito à avaliação de desempenho praticadas pela instituição, são insatisfatórias frente à proposta deste trabalho. Para o programa de controle da qualidade, as condições mínimas só foram consideradas satisfatórias no equipamento da marca Picker.

Com relação aos recursos humanos mantidos pela instituição analisada, considera-se uma configuração satisfatória, já que um número mínimo de profissionais (no mínimo, um médico radiologista e um técnico radiologista) são registrados em órgão competente, observando o fato de que nem todos os profissionais têm qualificação certificada ou licenciada. Porém, esses profissionais sem a certificação da qualificação estão habilitados “de fato” para a manipulação do

equipamento de IRM. Já, para a avaliação da segurança, pode-se concluir que a instituição não mantém a condição mínima considerada satisfatória, conforme proposto neste trabalho. No entanto, seria digno de observação o fato de que quase todas as condições relacionadas a segurança organizacional são fornecidas, atendendo todos os requisitos mínimos satisfatórios envolvidos e alguns requisitos ótimos porém, suscita dúvidas a questão contraditória relacionada ao campo marginal e, também, há a questão do desconhecimento, para o equipamento da marca Philips, dos tipos de técnicas passíveis de estimulação nervosa periférica.

Ainda analisando os tipos de problemas mais freqüentes detectados, conclui-se que há muito que melhorar a fim de manter um acompanhamento técnico efetivo desses equipamentos, por meio das manutenções preventivas, em que se realizem os ensaios e calibrações recomendados e, também, de treinamento adequado aos profissionais envolvidos, para que se garanta a qualidade da imagem e a segurança na operação dos equipamentos e nos procedimentos.

## **08. CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS**

Neste capítulo as conclusões concernentes ao tema estão separadas em subitens, envolvendo a qualidade da imagem, a segurança, a proposta de avaliação, o estudo de caso e o processo de GTMH desta tecnologia. Ao final, apresentam-se sugestões de trabalhos futuros tendo em vista o conjunto de informações sistematizadas nesta dissertação.

### **8.1 Qualidade da Imagem**

No aspecto clínico da qualidade da imagem, segundo WESTBROOK (2000), a manipulação dos parâmetros de RSR, o contraste da imagem, a resolução espacial e o tempo de exame, com certeza, são uma arte e exigem experiência e domínio da especialidade, que só podem ser obtidos com paciência e perseverança.

Este trabalho procurou desenvolver os conceitos básicos e essenciais para a compreensão das variáveis envolvidas na manipulação dos parâmetros efetuados nos sistemas de IRM, com vistas a contribuir para a GTMH. Depreende-se que os parâmetros são interdependentes, visto que possuem variáveis comuns, cuja mudança em uma causa, inevitavelmente, mudanças nos demais parâmetros.

Há muitos aspectos da imagem clínica que não foram abordados neste trabalho pelo fato de não estarem abrangidos no objetivo proposto na dissertação. Tais temas são relativos a seqüências de pulsos, possibilitando que o sistema de IRM controle a aplicação de pulsos de RF e gradientes de campo magnético e determinando a ponderação e a qualidade das imagens.

Na literatura técnica, há inúmeros textos que abordam as seqüências de pulso, desde as seqüências convencionais até as avançadas. O fenômeno de fluxo, os artefatos e suas compensações, assim como a angiografia por ressonância magnética, exigem um grau de conhecimento específico já que um conhecimento inadequado dessas técnicas e de suas seqüências de pulsos específicas pode, efetivamente prejudicar o diagnóstico clínico e, por conseguinte, a segurança do paciente, mesmo que os profissionais envolvidos nos procedimentos de exame estejam ciosos dos parâmetros básicos de qualidade de imagem clínica e haja uma garantia da funcionalidade do equipamento.

Em WOODWARD (2001), são abordados assuntos explicando um método para realizar uma boa interpretação das imagens, bem como sugestões de estratégias para o desenvolvimento de protocolos, considerando somente a questão clínica. Há também vários estudos clínicos, aplicando seqüências de pulsos específicas e que são abordados em artigos científicos da área médica, mas que não são interessantes neste momento para o contexto da engenharia clínica.

O aspecto da qualidade técnica da imagem, na ótica da GTMH, trouxe um conjunto de parâmetros de medida para se determinar a conformidade com limites aceitáveis. O conhecimento desses parâmetros revela as condições para o monitoramento efetivo do desempenho e o asseguramento da qualidade da imagem no aspecto técnico da tecnologia compreendida neste trabalho.

Com relação à normatização, não existe no Brasil nenhuma norma publicada pela ABNT e pelo INMETRO abordando o assunto da qualidade da imagem em sistemas de IRM. Porém, conforme prevê o programa de normas brasileiras, na falta de normas nacionais publicadas, são aceitas as publicadas em âmbito internacional, especialmente as da International Electrotechnical Commission (IEC). Há também normas publicadas por outros órgãos internacionais, como a National Electrical Manufacturers Association (NEMA).

## **8.2. Segurança**

As considerações sobre segurança abordadas no capítulo 6 proporcionam uma visão particular do que se necessita para a GTMH dos sistemas de IRM, no enfoque da engenharia clínica. Segundo os autores consultados, as investigações científicas sobre os efeitos biológicos associados aos sistemas de IRM não determinaram a presença de riscos significativos, porém os dados obtidos não são abrangentes o suficiente para se garantir uma segurança absoluta.

As maiores preocupações com a segurança do paciente e de funcionários em IRM estão relacionadas com os ruídos acústicos das vibrações dos gradientes de campo magnético, as interações eletromagnéticas dos campos envolvidos nos sistemas de IRM com os implantes metálicos, os materiais e dispositivos biomédicos implantáveis, a interferência do campo eletromagnético em dispositivos eletrônicos que monitoram os parâmetros vitais do paciente, as pacientes grávidas e a utilização dos agentes de contraste.

No Brasil, não há normas publicadas pela ABNT e pelo INMETRO pertinentes à segurança dos equipamentos de IRM, tanto no aspecto técnico quanto no clínico. Contudo, como mencionado anteriormente, na falta de normas nacionais são válidas as normas de publicação internacional.

No âmbito internacional, a Internacional Electrotechnical Commission (IEC) publicou a norma IEC 60601-2-33:2002, segunda edição, na qual há prescrições técnicas para a segurança ao paciente e funcionários, recomendando-se a necessidade de uma área de acesso controlado no ambiente de IRM, limite aceitável de ruído acústico, implementação de procedimentos de garantia da qualidade nos equipamentos de IRM e métodos de ensaios descritos, dentre outros.

Esta norma abrange vários aspectos de segurança ao paciente, do que se infere sobre a necessidade de treinamento adequado do pessoal responsável na operação deste equipamento.

### 8.3. Proposta de Avaliação

Através do conhecimento crítico adquirido pela sistematização de informações relativas à qualidade da imagem e a segurança, dispostas nos capítulos 4 e 5 e, ainda, com base em recomendações do ECRI e do American College of Radiology, foi possível elaborar um roteiro de avaliação qualitativa para que a engenharia clínica possa gerenciar as condições encontradas nos serviços de IRM dentro da filosofia da gestão de tecnologia médico-hospitalar, servindo como ponto de partida para a ação do engenheiro clínico dentro desses serviços, conforme abordado no capítulo 6. A proposta tem dois momentos distintos: a avaliação na incorporação da tecnologia e a avaliação do equipamento já instalado.

Para a avaliação do equipamento já instalado, elaborou-se um roteiro que verifica se o equipamento é submetido a um conjunto mínimo de ensaios técnicos, verificam os recursos humanos disponíveis, os procedimentos técnicos e organizacionais de segurança adotados pela instituição. A idéia é proporcionar um diagnóstico da instituição e, com isso, melhorar a tomada de decisão dos serviços pela engenharia clínica.

O requisito básico para um programa de melhoria da qualidade da imagem e da segurança em sistemas de IRM é a padronização dos desempenhos a serem obtidos. Essa padronização tornar-se-ia mais bem estabelecida no processo de incorporação desta tecnologia se envolvesse os ensaios de aceitação do equipamento, tomando como base as especificações do fabricante e em outros padrões existentes, o que resultaria em protocolos de avaliação e ensaios. A norma IEC 60601-2-33:2002, inclusive, prescreve a realização periódica de procedimentos de garantia da qualidade em sistemas de IRM, justificando a importância da sistematização dos procedimentos de avaliação da qualidade e da segurança em atividades da engenharia clínica.

O diretor da radiologia do EAS onde foi realizado o estudo de caso, questionou a proposta, quanto ao tempo mínimo e o número de exames de interpretação necessários para que os recursos humanos obtenham a qualificação em IRM. Ele argumentou, com base na sua própria experiência, que o número mínimo de exames e o tempo de residência propostos estão muito aquém do que o mesmo acha necessário para a qualificação do profissional. No entanto, a proposta baseia-se em recomendações do ACR e, para estipular um prazo e um número de exames mínimos que ele considera mais adequados deve ser realizado uma pesquisa mais abrangente.

No Brasil, o COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA (2002) apresenta um programa de qualificação dos serviços diagnósticos de IRM no Brasil por meio de uma ficha cadastral, na qual a instituição de saúde registra algumas informações técnicas, obtendo, assim, um certificado (selo) de qualidade expedido por este colégio. Entretanto, esse formulário não contempla o mesmo tipo de verificação das condições dos serviços de IRM apresentado na proposta deste trabalho, visto que não avalia se são realizados, pela instituição, os ensaios de desempenho, nem verifica se é

realizado um programa de controle da qualidade para o equipamento, que é mais efetivo para a garantia da qualidade da imagem e da segurança dos procedimentos adotados por cada instituição.

#### **8.4. Estudo de Caso**

Percebe-se, pelo estudo de caso realizado, a falta de preocupação com o controle técnico da qualidade da imagem e da segurança, sob o aspecto técnico, nos equipamentos de IRM, ou seja, a realidade brasileira observada durante o estudo prático privilegia apenas a questão dos recursos humanos e da segurança organizacional. No entanto, fatores afins podem motivar e justificar o controle técnico pela instituição, como: a quantidade de problemas freqüentes com o equipamento, os custos associados com a manutenção corretiva, a perda na capacidade plena de trabalho do equipamento, o tempo ocioso do equipamento, os riscos de segurança associados e a perda da fidedignidade do diagnóstico, que se traduz em prejuízos financeiros para a instituição de saúde mantenedora.

#### **8.5. Processo de GTMH**

A instituição de saúde foco do estudo de caso apresenta alguns indícios de deficiências no gerenciamento desta tecnologia. A desinformação técnica e o desconhecimento das necessidades levantadas neste trabalho são prováveis causas dessas falhas. Desse modo, um processo de GTMH com a contribuição desta dissertação tornaria mais transparente, para a instituição, os riscos envolvidos e o aumento dos custos em razão das falhas no gerenciamento.

Dentro desse processo, a proposta deste trabalho pode ser uma ferramenta importante, por permitir extrair informações para a melhoria desses serviços, como o treinamento de usuários, composição de indicadores para o monitoramento do processo, adequação e supervisão dos serviços de manutenção, implementação posterior dos ensaios necessários, etc.

#### **8.6. Propostas para Trabalhos Futuros**

Este trabalho é o primeiro passo em direção à aplicação da GTMH nas atividades de engenharia clínica relacionados aos sistemas de IRM. Nesse contexto e pela percepção obtida no decorrer da pesquisa, sugerem-se os seguintes trabalhos futuros:

- Sistematização de informações científicas que contemplem assuntos relacionados com as seqüências de pulsos utilizadas em serviços de ressonância magnética, objetivando a precisão diagnóstica;
- Análise da efetividade clínica e tecnológica dos serviços de ressonância magnética;

- Desenvolvimento de estudos de métodos de ensaios para a avaliação da qualidade da imagem e da segurança, do ponto de vista técnico, para a implementação em serviços de engenharia clínica;
- Implementação de um programa de controle da qualidade e da segurança, utilizando indicadores de melhoria dos serviços de IRM;
- Desenvolvimento de trabalhos junto aos órgãos governamentais e normativos (ABNT, Anvisa, INMETRO, etc), com vistas a adaptar normas técnicas internacionais ao contexto nacional;
- Geração de um banco de dados comparativo que contemple os ensaios de desempenho da qualidade da imagem técnica no intuito de auxiliar especificações técnicas futuras, contratação de serviços e tomadas de decisão na incorporação de novas tecnologias em IRM;
- Estruturação de um programa de treinamento para os usuários desta tecnologia, evidenciando os aspectos da avaliação da qualidade técnica e da segurança.

## **ANEXOS**



## **ANEXO A**

Descrição de modelos de método de ensaio para os Equipamentos de IRM

## DESCRIÇÃO DE MODELOS DE MÉTODO DE ENSAIO PARA OS EQUIPAMENTOS DE IRM

Existem vários métodos de ensaios para verificação dos parâmetros técnicos de funcionalidade do equipamento de IRM, não havendo um padrão aceito mundialmente. No entanto, todos esses métodos de ensaio são válidos. O que os diferencia são o tamanho e a geometria dos fantasmas empregados, a sequência de pulsos utilizada nestes ensaios, o *software* de processamento para as imagens adquiridas com os fantasmas e os procedimentos utilizados para a medição desses parâmetros técnicos. Aqui, apresenta-se um exemplo de ensaio para a funcionalidade proposto por FIRBANK et al. (2000). Para os ensaios de segurança são apresentados os ensaios recomendados pela norma de segurança, a norma IEC 60601-2-33:2002 ("*Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis*").

### Ensaio de Funcionalidade

O modelo de ensaio para a funcionalidade do equipamento de IRM aqui apresentado, como exemplo, é o proposto por FIRBANK et al. (2000). Esse modelo envolve os ensaios de relação sinal-ruído (RSR), de uniformidade da imagem, de espessura e posição do corte, de distorção geométrica, de resolução espacial e de imagem dupla.

Dois conjuntos de fantasmas são utilizados. Os fantasmas fornecidos pelo fabricante do equipamento ensaiado (no caso, um equipamento de 1 Tesla, com magneto supercondutor, marca Siemens *Impact Expert*), com as características descritas na Tabela A-1. O outro conjunto são os objetos de ensaio "*Eurospin*" (Figura A-1). Além desses, utiliza-se de um fantoma simples para medição da imagem dupla. Esse será explicado mais adiante.

Os objetos de ensaios *Eurospin* (Figura A-1) são projetados na verificação das características de desempenho das imagens bidimensionais dos equipamentos de IRM com campos magnéticos na faixa de 0,02 a 2 Tesla, pois, esses equipamentos, devido à complexidade envolvida na sua operação, são muito suscetíveis a desajustes. Esses objetos podem ser utilizados para controles de qualidade rotineiros do equipamento de IRM ou para um detalhado ensaio de aceitação do sistema completo. Suas especificações se encontram em GAMMASONICS (2002).

Tabela A-1. Descrição dos fantasmas fornecidos pela Siemens para os ensaios de funcionalidade (FIRBANK et al., 2000)

	Composição (por 1000g de H <sub>2</sub> O)	Descrição	Utilizado para
Fantoma para cabeça	1,25 g de NiSO <sub>4</sub> ·4H <sub>2</sub> O	Esfera 180 mm(diâmetro externo) 170 mm (diâmetro interno)	Bobina de cabeça
Anel tubular para cabeça	2 g NaCl 3 g MnCl <sub>2</sub> ·4H <sub>2</sub> O	Anel tubular cilíndrico 230 mm de diâmetro 400 mm de comprimento	Bobina de cabeça
Fantoma para o corpo	1,25 g de NiSO <sub>4</sub> ·4H <sub>2</sub> O	esfera e anel tubular de 300 mm de diâmetro	Bobina de corpo
Anel tubular para o corpo	5 g de NaCl 3 g de MnCl <sub>2</sub> ·4H <sub>2</sub> O	Anel tubular oval diâmetros de 300 mm x 400 mm, 530 mm de comprimento	Bobina de corpo
Fantoma para a coluna	1,25 g de NiSO <sub>4</sub> ·4H <sub>2</sub> O 5 g de NaCl	Fantoma cúbico (400 mm x 150 mm x 50 mm)	Bobina de coluna
Fantoma menor	1,25 g de NiSO <sub>4</sub> ·4H <sub>2</sub> O 5 g de NaCl	Frasco de 1 litro (100 mm de diâmetro)	Bobinas de joelho, de pescoço, de mama e bobinas flexíveis.

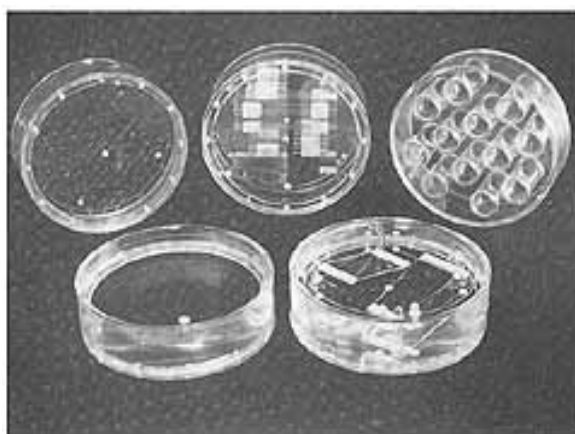


Figura A-1. As configurações disponíveis dos objetos de ensaios *Eurospin* (GAMMASONICS, 2002).

#### Ensaio de RSR

A RSR (relação sinal-ruído) foi medida utilizando-se dos fantasmas da Siemens (Tabela A-1). Para calcular a RSR, foi adquirida uma imagem de cada um dos fantasmas descritos na Tabela

A-1, utilizando a seqüência de pulsos correspondente à bobina de utilização, que está descrita na Tabela A-2. Com o *software* do equipamento de IRM, demarca-se uma grande região circular na imagem, de tal maneira que envolva a maior parte da imagem do objeto de ensaio. A média da intensidade de sinal (I) foi registrada. Uma estimativa do ruído foi determinada através do desvio-padrão dos valores de pixel de uma região circular ( $DP_{ar}$ ), com um raio de aproximadamente 20 mm (equivalente a 1300 pixels), localizada sobre o ar circunjacente ao fantoma. O ruído não é extraído da imagem do fantoma porque a variação na intensidade do sinal, em razão da não-uniformidade é maior do que aquela devido ao ruído randômico. Cuidados devem ser tomados no sentido de evitar artefatos de imagem dupla ou outras regiões de não-uniformidade na região circular de ar, utilizada para a estimativa do ruído. A RSR, neste caso, é dada pela equação A-1:

$$RSR = 0,655 \cdot \frac{1}{DP_{ar}} \quad (\text{equação A-1})$$

O ruído normalmente se distribui próximo a zero, porém a transformada de Fourier bi-dimensional (TF2D) na reconstrução da imagem causa uma distribuição de ruído assimétrica, sendo necessário o uso do fator de correção de 0,655 para compensar esta assimetria do ruído. A RSR é medida diariamente com a bobina da cabeça e a bobina de corpo, podendo haver medições mensais com as outras bobinas que freqüentemente são utilizadas. A uniformidade e a distorção geométrica também são estimadas da imagem utilizada para a RSR.

Todas as seqüências, da Tabela A-2, são *spin-eco*, exceto para a bobina de corpo, que é uma seqüência gradiente eco, denominada de “FLASH”, acrônimo para “*fast low angle shot*”, que significa disparo rápido com ângulo pequeno e, todas devem ser utilizadas com uma largura da faixa de freqüência de 130 Hz por pixel.

#### Ensaio de Uniformidade da Imagem

No método de ensaio proposto por FIRBANK et al. (2000), a uniformidade da imagem é medida através da imagem da relação sinal-ruído (RSR), obtida no ensaio anterior, construindo uma grande região circular que cubra 90% do fantoma, tomando o cuidado para evitar as suas bordas. A uniformidade da imagem (U) é definida pela equação A-2:

$$U = 1 - \frac{P_{max.} - P_{min.}}{P_{max.} + P_{min.}} \quad (\text{equação A-2})$$

Onde  $P_{max.}$  e  $P_{min.}$ , respectivamente, são as intensidades de pixel máxima e mínima na região circular considerada.

Tabela A-2. Sequências utilizadas no ensaio de RSR (FIRBANK et al., 2000)

Bobina	TE (ms)	TR (ms)	Espessura de corte (mm)	Ângulo de inclinação em graus	Tamanho da matriz	Orientação do plano de escaneamento	Campo de visão (mm)	Tempo (min:s)
Cabeça	12	500	5	90	256x256	Axial, coronal e sagital	250	2:10
Corpo	6	60	10	40	256x256	Axial	300	0:16
Coluna	30	1000	5	90	160x256	Coronal	313	2:40
Mama	30	1000	5	90	128x256	Coronal	250	2:10
Joelho, Pescoço e bobinas flexíveis	30	1000	5	90	128x128	Axial	125	2:10

#### Ensaio de Espessura e Posição do corte

A espessura de corte é medida utilizando o objeto de ensaio Eurospin TO2, que contém, no seu interior, duas lâminas, denominadas “Perspex”, e duas chapas colocadas a um ângulo de 11,3° do plano de escaneamento. As imagens são adquiridas utilizando a sequência de pulsos *spin-eco* (TR/TE 500/12 (ms)), definindo a espessura de corte em 3 mm e 5 mm em cada um dos planos de escaneamento (sagital, axial e coronal). Das imagens resultantes, extraem-se perfis de linha ampliados entre as lâminas, contendo cada um 20 pixels, utilizando-se a imagem exibida pelo *software*, denominado “Dispimage”. Este *software* está disponível para venda no departamento de física-médica da Universidade de Londres. Estes perfis são exportados como arquivos de texto, e a distância é graduada, multiplicando-a pela tangente de 11,3 graus.

A posição do corte é medida, utilizando o fantoma Eurospin TO3, que contém um número determinado de barras Perspex entrelaçadas. Utilizando-se da mesma sequência de pulsos que determina a espessura do corte, adquirem-se onze cortes contínuos de 3 mm nos planos sagital, coronal e axial. Medem-se as distâncias entre quatro pares de barras para cada corte, utilizando, também, o *software* Dispimage.

Pode-se traçar um gráfico da posição medida no fantoma, utilizando a ferramenta do Excel (Microsoft) e comparando-a a sua posição real. A inclinação do gráfico fornece o erro de posição do corte. Em razão da geometria do fantoma Eurospin TO3, a faixa de posições do corte é limitada em 33 mm.

#### Ensaio de Distorção Geométrica

Calcula-se a distorção geométrica a partir das imagens do fantoma esférico da Siemens, utilizado no ensaio de medição da RSR. Calcula-se o raio do objeto de ensaio, utilizando-se da dimensão de distância feita pelo próprio programa de operação do equipamento. Depois, deve-se compará-lo ao diâmetro de 170 mm do fantoma, especificado pela Siemens.

A distorção geométrica pode ser medida, também, das imagens obtidas por meio do fantoma Eurospin TO2. Este fantoma contém quatro lâminas compridas de 120 mm dispostas em um quadrado. Os comprimentos destas lâminas são medidas através da imagem obtida com a utilização do *software* Dispimage.

#### Ensaio de Resolução Espacial

Conforme afirma FIRBANK et al. (2000), a resolução espacial pode ser avaliada de duas formas: ou em condições de alto contraste, com contribuições desprezíveis do ruído ou como uma função do contraste do objeto.

A verificação qualitativa da resolução pode ser realizada, olhando-se as imagens dos fantasmas que contém moldes de blocos com uma resolução apropriada, tais como o fantoma denominado “Eurospin TO4”. Para obter uma medida quantitativa da resolução, determina-se a MTF (*modulation transfer function*) da imagem extraída com o fantoma Eurospin TO4. Esse fantoma é posicionado no interior da cavidade cilíndrica tubular da bobina de cabeça, com as barras paralelas do fantoma, posicionadas na direção de escaneamento x ou y. Para o processamento da MTF utiliza-se o método descrito por Judy (apud FIRBANK et al., 2000)

Para extrair a imagem do fantoma utiliza-se uma seqüência de pulsos *spin-eco* (TR/TE 500/12 (ms), NEX=4), com campo de visão de 250 mm, matriz de 256x256 pixels e espessura de corte de 10 mm. As quatro aquisições (NEX=4) são necessárias, pois o processamento pela MTF é sensível ao ruído.

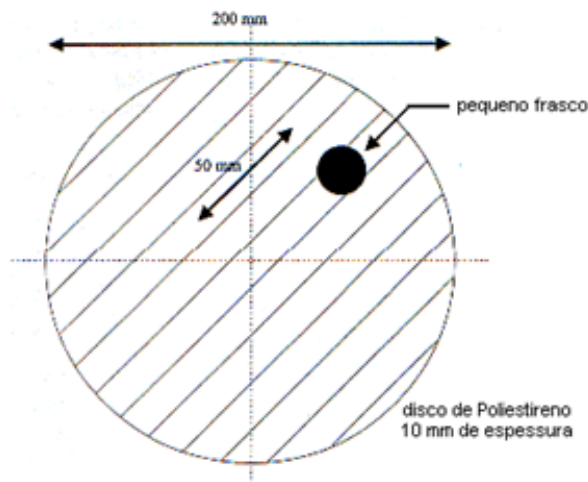
#### Ensaio da Imagem Dupla

A imagem dupla é medida utilizando, como fantoma, um disco de poliestireno de 200 mm de diâmetro e 10 mm de espessura que contém, no seu interior um pequeno frasco plástico posicionado fora do centro do disco, conforme a Figura A-2. O frasco contém uma solução diluída de 3 mmol de CuSO<sub>4</sub>.

O centro do disco é posicionado no centro da bobina de cabeça. Uma seqüência com múltiplos ecos é utilizada e seus parâmetros de escaneamento são: TR=600 ms, TE=22, 60 e 120 (ms). Se for identificado algum artefato de imagem dupla no escaneamento obtido, o grau da imagem dupla pode ser calculado pela equação A-3.

$$\text{Nível de Imagem Dupla (\%)} = \frac{I_{\text{imagem dupla}} - I_{\text{ruído de fundo}}}{I_{\text{frasco}}} \quad (\text{equação A-3})$$

Onde  $I$  é a intensidade de sinal.



**Figura A-2. Digrama esquemático do fantoma utilizado para a medição de artefato de imagens duplas (FIRBANK et al., 2000).**

#### Ensaaios de Segurança

Os métodos de ensaio para a avaliação da segurança do equipamento de IRM são recomendados pela norma IEC 60601-2-33:2002 ("*Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis*"). Avalia-se o nível de exposição à RF através de dois métodos recomendados: o método do pulso energia e o método calorimétrico; e, também, há um método de ensaio para avaliação de nível de ruído acústico.

#### Método do pulso-energia

Equipamentos necessários para o ensaio:

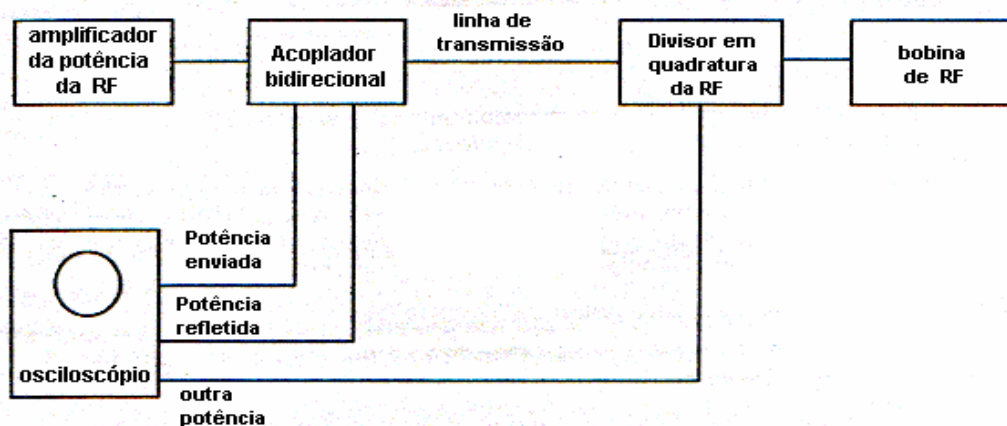
- Objeto de ensaio 1: este objeto de ensaio deve ser preenchido com um material cuja condutividade menor do que 0,003 S/m. Seu formato deve ser fisicamente pequeno e compacto, com volume menor do que 250 ml. A maior dimensão desse não deve ser maior do que três vezes sua menor dimensão.
- Objeto de ensaio 2: Este objeto de ensaio deve ter características de carga similares à carga do paciente. Para medição da taxa de absorção específica (SAR) para o corpo todo, o equivalente em massa deste fantoma pode ser determinado pela massa do paciente e, para medição da SAR da cabeça, a massa do fantoma pode ser equivalente à massa da cabeça.
- Osciloscópio cuja largura de banda exceda ao menos em cinco vezes a frequência desejada.

- Acopladores bi-direcionais, cujo fator de diretividade exceda a 30 dB ou atenuadores.

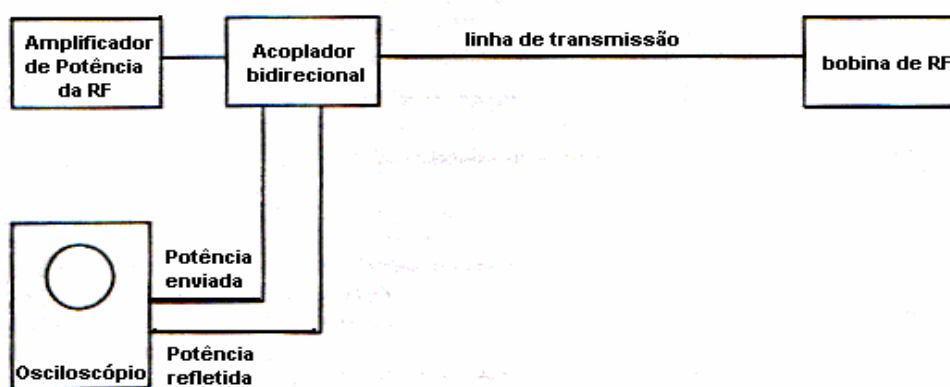
Preparativos do ensaio:

As medições da energia de radiofrequência de pico são feitas com o uso do osciloscópio e, também, com o uso de acopladores bi-direcionais.

Conectar o acoplador bi-direcional, osciloscópio e outros equipamentos de medição com cabos coaxiais de 50  $\Omega$ , como mostrado na Figura A-3 ou na Figura A-4. O osciloscópio deve ter uma conexão de entrada com uma impedância de 50  $\Omega$  e não deve sofrer interferência do campo magnético.



**Figura A-3. Configuração dos equipamentos no método de pulso-energia para a medição da SAR com uma bobina de quadratura para transmissão de RF (IEC 60601-2-33, 2002).**



**Figura A-4. Configuração dos equipamentos para o método do pulso-energia na medição da SAR com uma bobina linear para transmissão de RF (IEC 60601-2-33, 2002).**

Depois dos preparativos para o ensaio, iniciam-se os procedimentos de medição, conforme apresentado na norma, registrando seus resultados. Nos resultados, os seguintes dados devem ser anotados: tipos de bobinas de RF utilizadas no ensaio, valores de SAR medido para cada objeto de



ensaio e sequência de pulsos utilizada para o ensaio (os parâmetros para anotação estão na norma). Depois, fazer a comparação da SAR mostrada pelo equipamento de IRM, com a SAR calculada pelo ensaio desse método, verificando se é maior ou não.

#### Método Calorimétrico

Equipamentos necessários para o ensaio:

- Objeto de ensaio 1: Este objeto deve ter as mesmas características daquele utilizado no método de pulso-energia.
- Objeto de ensaio 3: Este objeto de ensaio deve ter o formato de anel, que deve ser largo o suficiente para o encaixe do objeto de ensaio 1. Para a determinação da SAR de todo o corpo, esse objeto deve ter uma carga equivalente a um ser humano na faixa de 50-90 kg. Para a determinação da SAR da cabeça, esse objeto de ensaio deve ter características de carga similares a da cabeça do paciente, ou seja, a massa da cabeça pode ser atribuída como massa equivalente do fantoma. Mais informações de como obter essa carga equivalente encontra-se na norma IEC 60601-2-33 (2002).
- Sistema para a medição da temperatura: Este sistema de medição da temperatura deve cobrir uma faixa de 15 °C até 45 °C, com precisão de 0,1 °C. Esse sistema tem de ser imune à interferência de RF proveniente do equipamento de IRM e imune a artefatos de temperatura induzidos pelo campo magnético estático. Os sistemas de medição aceitáveis são os sensores de temperatura de fibra-ótica, os de termistor e os de termopar.

#### Preparativos do Ensaio

Colocar o medidor de temperatura numa posição onde sua precisão não é comprometida pelo campo magnético estático ou pela interferência de RF. Posicionar o objeto de ensaio 3 no isocentro da bobina de transmissão de RF utilizada antes de iniciar o escaneamento.

O número de aquisições, para o escaneamento, deve ser ajustado para produzir um escaneamento suficientemente longo para gerar um aumento de temperatura no mínimo 20 vezes maior do que o erro do sistema de medição de temperatura.

Depois desses preparativos, iniciam-se os procedimentos de medição apresentados na norma IEC 60601-2-33 (2002), anotando seus resultados. Os parâmetros que devem ser anotados estão indicados nessa norma. Depois, compara-se a SAR mostrada pelo equipamento de IRM, com a SAR calculada por esse método, verificando se a SAR do equipamento é maior ou não.

### Método para medição do ruído acústico

#### Equipamentos necessários para o ensaio:

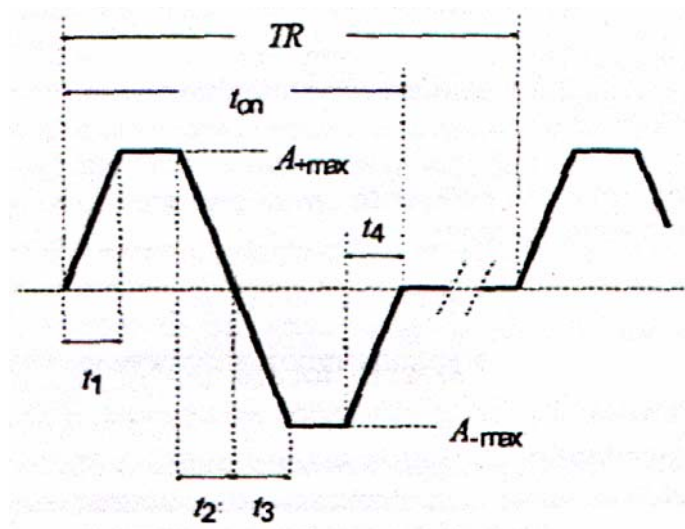
- Um microfone: este deve ser não-direcional e insensível ao campo magnético, ou calibrado considerando o campo magnético.
- Um medidor de nível sonoro que esteja em conformidade com a norma IEC 60651, tipo zero ou tipo um, e/ou norma IEC 60804, tipo zero ou um.

#### Preparativos do ensaio

O medidor de nível sonoro deve ser colocado suficientemente longe do isocentro do magneto, de tal maneira que, sua precisão não seja afetada pelo campo magnético marginal. Para isso, utiliza-se um cabo de extensão entre o medidor e o microfone.

As medições devem ser realizadas quando o equipamento de IRM encontra-se no modo de funcionamento que produz a situação de pior caso acústico. Essa situação é produzida quando se utiliza uma forma de onda bipolar de amplitude máxima (Figura A-5). Esta forma de onda é aplicada, simultaneamente, a todos os três gradientes ou, à situação de uso clínico do equipamento que produz o ruído acústico máximo.

Os tempos de transição  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t_3$  e  $t_4$  devem ser o mínimo que o equipamento de IRM é capaz de gerar sobre as condições de utilização clínica. As amplitudes  $A_{+max}$  e  $A_{-max}$  são definidas como as forças máximas de gradiente de campo, gerado pelo equipamento de IRM sobre condições de operação normal das bobinas gradiente. O  $t_{on}$  (tempo na qual o pulso está ativo), deve ser o mínimo permissível para alcançar a corrente máxima, exigida pela forma de onda bipolar. O tempo do ciclo de tarefa (TR) deve ser o menor permitido pela tecnologia do equipamento, considerando os limites de ciclo de tarefa do sistema de bobinas gradiente de campo magnético.



**Figura A-5. Forma de onda das bobinas gradiente para realizar medições de ruído acústico (IEC 60601-2-33, 2002).**

Realizando-se os preparativos para o ensaio, iniciam-se os procedimentos de medição do nível sonoro, como apresentado na norma IEC 60601-2-33, anotando os seus resultados. Depois, verificar a conformidade dos resultados com os limites estabelecidos nessa norma.

## **ANEXO B**

Aspectos Gerais do Processo de Incorporação do Equipamento de IRM

## ASPECTOS GERAIS DO PROCESSO DE INCORPORAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE IRM

Para incorporação de um equipamento de IRM, a primeira consideração é definir sua finalidade para uso clínico, já que não existe um equipamento único de IRM que pode ser considerado o melhor para todos os procedimentos clínicos possíveis.

Dependendo da aplicação clínica, especifica-se o equipamento de acordo com uma determinada magnitude de campo magnético. Isto requer uma tecnologia de magneto que suporte tal aplicação e garanta a qualidade da imagem, porém a magnitude do campo magnético principal define de forma parcial a capacidade de desempenho desta tecnologia.

Comercialmente, os equipamentos de baixo campo são aqueles abaixo de 0.5 tesla, os de alto campo são aqueles acima de 1 Tesla e para aqueles equipamentos entre estes dois valores são denominado de médio campo.

Devido ao fato de que a intensidade do sinal de IRM é uma função da força do campo magnético, a relação sinal-ruído de dados de imagem é menor em equipamentos de baixo campo do que em equipamento de alto campo. Baixos níveis de sinais fazem certos tipos de procedimentos de IRM serem difíceis (mas não impossíveis) de executar em equipamentos de baixo campo, incluindo a angiografia por ressonância magnética (ARM) e a imagem eco-planar.

Embora as técnicas de escaneamento rápido (imagens ecoplanares, etc), a ARM e a espectroscopia demandem níveis maiores de relação sinal-ruído do que o exigido pelas técnicas convencionais *spin-eco*, estas técnicas também exigem características de hardware e softwares que algumas vezes não estão presentes em sistemas de baixo campo. Porém, se instaladas nestes equipamentos de baixo campo, tornam-se possíveis de realizar, no entanto, com de tempos de exame maiores.

Definitivamente, a grande vantagem dos equipamentos de altos campos é a melhor representação de detalhes anatômicos. Para algumas aplicações clínicas, este nível de detalhamento é necessário a fim de garantir a efetividade diagnóstica (ECRI, 2002).

Com a definição da tecnologia envolvida no campo magnético principal e hardware e softwares associados pode-se inferir os custos de capital e os custos operacionais exigidos com: a infra-estrutura da sala de procedimentos para a blindagem de RF e para delimitar o campo magnético marginal em 0,5 mT; o armazenamento e a frequência do reabastecimento necessário para os sistemas de resfriamento empregados; os pacotes de softwares e hardwares opcionais; a aquisição de outras bobinas de superfície disponibilizadas pelo fabricante; os equipamentos de monitorização compatíveis com os campos eletromagnéticos envolvidos; o contrato de manutenção; o treinamento do corpo clínico; etc.

Analisando o quadro de comparação de produtos, publicado pelo ECRI (2001b) obtém-se parâmetros importantes que auxiliam na incorporação, tais como: as dimensões do equipamento; o tempo de subida e a amplitude do sistema de bobinas gradientes de campo magnético, a resolução espacial e a espessura de corte mínima conseguidas e que, posteriormente, devem ser verificadas e calibradas nos ensaios de aceitação. Em não havendo menção sobre parâmetros envolvidos nos ensaios de aceitação, necessariamente o fabricante tem de informar.

Como etapa final do processo de incorporação do equipamento é essencial a realização dos ensaios de aceitação, conforme menciona o AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (1999), devendo comprovar os parâmetros de desempenho (qualidade da imagem) e de segurança deste equipamento eletro-médico (EEM). Os seguintes tipos de ensaios devem ser utilizados:

- Ensaio de relação sinal-ruído para todas as bobinas adquiridas;
- Ensaio de resolução espacial;
- Ensaio de uniformidade da imagem para todas as bobinas;
- Ensaio de distorção geométrica;
- Ensaio de imagem dupla;
- Ensaio de determinação da espessura e a posição de corte;
- Ensaio de medição da homogeneidade do campo magnético;
- Ensaio de interferência de RF entre os cortes;
- Ensaio de qualidade da processadora de filme;
- Ensaio de fidelidade dos registros do disco rígido;
- Ensaio de medição de ruído acústico;
- Ensaio de medição do nível de exposição à RF.

Para os ensaios acima, existem vários métodos de medição. De acordo com o capítulo 04 e 05, alguns são recomendados por normas internacionais, outros são propostos por instituições de pesquisa. No decorrer destes ensaios, podem-se realizar os ajustes necessários para o adequado funcionamento do EEM em análise, podendo ser por meio da calibração do sistema de gradiente de campo magnético, da calibração de RF para todas as bobinas e da avaliação de artefatos existentes.

A título de exemplo, estabelece-se como necessidade de um EAS, a aquisição de um equipamento de IRM que realiza procedimentos de diagnóstico clínico em angiografia.

Da tabela de comparação de produtos do ECRI (2001b), verifica-se que existem alguns equipamentos que realizam procedimentos de angiografia. Dos que o realizam, escolhem-se três: O modelo Girosan Intera 0,5 Tesla da Philips, o modelo Magneton Concerto de 0,2 Tesla da Siemens e o modelo Signa 1,5 Tesla da GE.

Algumas especificações técnicas são comuns entre eles, outras não. Por exemplo, o tipo de magneto do modelo GE e Philips é supercondutor, o tipo da Siemens é o magneto permanente.

Com isso, o modelo da Siemens é mais pesado, exigindo uma infra-estrutura de piso mais reforçada para o local de instalação.

A linha de campo magnético marginal de 0,5 mT, uma recomendação de segurança, aliado as dimensões do equipamento, são fatores importantes para o dimensionamento da área onde serão montadas a blindagem de RF e a delimitação do campo magnético marginal. Também, é importante para definir os limites da área de acesso controlado. Para estes modelos, estes parâmetros são especificados nos quadros do ECRI (2001b).

Comparando o tempo para a reconstrução da imagem, o modelo da GE faz a reconstrução da imagem simultaneamente ao processo de escaneamento, não importando o número de cortes da imagem. Isto reduz o tempo de exame, se comparado aos outros modelos.

Os recursos de gatilhamento cardíaco e respiratório (importantes para evitar a degradação da imagem por artefatos de movimento nas ARM) são opcionais para o equipamento da marca Siemens e nos outros fazem parte do pacote tecnológico.

Os equipamentos da marca GE e Philips podem realizar a técnica de escaneamento rápida denominada de imagem ecoplanar (IEP). O equipamento da marca Siemens não realiza tal procedimento.

A matriz de visualização da imagem do equipamento do modelo da GE chega a uma matriz máxima menor (512x512) e os outros modelos podem chegar a matrizes até 1024x1024, o que aumenta o poder de resolução espacial.

Nas especificações, existe um conjunto de bobinas de superfícies disponíveis para aquisição (coluna, joelho, pescoço, extremidades, cabeça, articulação temporo-mandibular, mama e ombro), exceto a bobina de articulação temporo-mandibular que o modelo da Siemens não tem. Há um outro grupo de bobinas de superfície, colocadas como opcionais (próstata, pélvica, neurovascular, etc) que os fabricantes podem colocar a disposição.

Pode-se depreender, então que a decisão de aquisição está baseada na finalidade clínica e influencia todo o processo de incorporação. Após esta decisão, as considerações quanto à magnitude do campo magnético principal, os custos de aquisição (custos de operação e de capital), o local da instalação do equipamento, a análise dos serviços envolvidos no contrato de manutenção, benefícios, limitações da tecnologia, expectativa de demanda de mercado e os ensaios de aceitação são fundamentais para completar o processo de incorporação e garantir a qualidade da imagem e a segurança.

## **ANEXO C**

Roteiro para avaliação da qualidade da imagem e da segurança em equipamentos de IRM



**Universidade Federal de Santa Catarina**  
**Programa de Pós-Graduação de Engenharia Elétrica**  
**IEB – Instituto de Engenharia Biomédica**  
**ROTEIRO PARA AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM E DA**  
**SEGURANÇA EM EQUIPAMENTOS DE IRM**

Hospital/Clinica: \_\_\_\_\_

Marca, modelo e potência do Campo do equipamento de IRM: \_\_\_\_\_

**Etapa 1.01- Avaliação de Desempenho**

(esta etapa e a próxima podem ser melhor respondidas pelo técnico radiologista, serviço de engenharia, físico-médico ou o cientista em RM)

Realizam-se avaliações de desempenho periódicas do equipamento?

☐ Sim                      ☐ Não

Em caso afirmativo, qual a frequência destas avaliações?

\_\_\_\_\_

Se há a realização da avaliação de desempenho, dentre os testes e calibrações abaixo, marque os que são realizados:

- ☐ ensaios de relação sinal-ruído;
- ☐ ensaios de distorção geométrica;
- ☐ ensaios de uniformidade da imagem;
- ☐ ensaios de imagem dupla;
- ☐ inspeção mecânica e física para verificar partes quebradas,  
componentes soltos e objetos estranhos;
- ☐ estabilidade dos gradientes quanto a codificação de fase;
- ☐ homogeneidade do campo magnético principal;

- ☐ calibração do gradiente de campo magnético;
- ☐ calibração de RF para todas as bobinas;
- ☐ testes de relação sinal-ruído e uniformidade de imagem  
para todas as bobinas;
- ☐ espessura e posição do corte
- ☐ interferência de RF entre os cortes
- ☐ avaliação de artefatos existentes;
- ☐ controle de qualidade da processadora de filmes;
- ☐ teste de fidelidade dos registros do disco rígido;
- ☐ outros: \_\_\_\_\_

### **Etapa 1.02. Avaliação de um Programa de Controle da Qualidade**

(O programa de controle da qualidade pode ser executado por meio de procedimentos de monitoração de parâmetros do equipamento de IRM, que pode ser feito em períodos regulares ou diariamente (através do *daily QA*, isto é, o asseguramento da qualidade diária com ferramentas geralmente disponibilizadas pelo fabricante do equipamento))

Há um programa contínuo de controle da qualidade?

- ☐ Sim                      ☐ Não

Este programa de controle de qualidade é feito por:

- ☐ monitoramento diário
- ☐ monitoramento em períodos regulares

No caso do monitoramento em períodos regulares, qual o seu período?

- ☐ entre dois e quatro meses
- ☐ outro período. Qual? \_\_\_\_\_

No monitoramento em períodos regulares, dentre os ensaios e calibrações abaixo, marque quais são realizados:

- ☐ Inspeção física e mecânica a fim de verificar partes quebradas, componentes soltos e objetos estranhos;
- ☐ calibração do gradiente de campo magnético;
- ☐ calibração de RF para a bobina de cabeça;
- ☐ medição da RSR e uniformidade da imagem para a bobina de cabeça;
- ☐ controle de qualidade da processadora do filme;
- ☐ teste de fidelidade dos registros do disco rígido;
- ☐ outros: \_\_\_\_\_

Havendo um programa de controle da qualidade, têm-se os registros documentados deste programa?

☐ Sim      ☐ Não

Quais os tipos de problemas detectados mais freqüentes?

- ☐ defeitos no equipamento (hardware, software, etc)
- ☐ mau funcionamento de bobinas
- ☐ artefatos de imagem
- ☐ interferência com outros equipamentos
- ☐ falta de treinamento sobre o equipamento
- ☐ outros: \_\_\_\_\_

### **Etapa 1.03. Avaliação dos Recursos Humanos**

(esta seção pode ser melhor respondida pelo departamento de recursos humanos ou o diretor do departamento de radiologia da instituição)

Quais dos seguintes profissionais trabalham continuamente na instituição?

- ☐ médico radiologista                      ☐ físico-médico/cientista de RM
- ☐ técnico radiologista

Os profissionais assinalados acima são certificados ou licenciados pelos órgãos competentes (organização de classe, etc)

☐ Sim                      ☐ Não

☐ alguns, quais? \_\_\_\_\_

Os profissionais assinalados acima participam de programas de educação continuada?

☐ Sim                      ☐ Não

☐ alguns; quais? \_\_\_\_\_

#### **Etapla 1.04. Avaliação de Segurança**

(esta seção pode ser melhor respondida pelo diretor do departamento de radiologia da instituição de saúde, serviço de engenharia, físico-médico ou cientista técnico)

O equipamento de IRM em análise, gera um campo marginal fora dos limites da sala de procedimentos que excede ao limite máximo de 0,5 mT?

☐ Sim                      ☐ Não                      ☐ Não respondida

Se sim, é definida uma área de acesso controlado?

☐ Sim                      ☐ Não

Caso seja definida a área de acesso controlado, tem-se:

- ☐ croqui com o tamanho e formato desta área;
- ☐ sinalização de aviso;
- ☐ controle e proibição do acesso nas principais entradas desta área;
- ☐ outros: \_\_\_\_\_

São realizados ensaios para verificar o nível de exposição á RF produzido por este equipamento?

☐ Sim ☐ Não

Se sim, qual o método de ensaio utilizado?

☐ método de pulso-energia.

☐ método calorimétrico.

☐ outros: \_\_\_\_\_

É realizado ensaio de verificação de nível de ruído do equipamento de IRM?

☐ Sim ☐ Não

Se sim, qual o método de ensaio utilizado para verificação de nível de ruído do equipamento de IRM?

☐ método de ensaio descrito na norma IEC 60601-2-33.

☐ outros: \_\_\_\_\_

No caso do nível de ruído e/ou o nível de exposição à RF, qual período de realização destes ensaios?

☐ um ano.

☐ outro período. Qual? \_\_\_\_\_

Existe incompatibilidade eletromagnética entre algum dos dispositivos de monitorização dos parâmetros fisiológicos e o equipamento de IRM?

☐ Sim ☐ Não

Em caso de haver alguma interferência eletromagnética em algum equipamento, esse(s) se encontra(m) em conformidade com a norma de segurança sobre compatibilidade eletromagnética (a norma NBR IEC 60601-1-2 ou sua norma internacional IEC correspondente mais atualizada)?

☐ Sim ☐ Não ☐ Não respondida

São realizados ensaios na blindagem de RF da sala de procedimentos, a fim de verificar os níveis de isolamento dessa sala e a compatibilidade eletromagnética do equipamento de IRM com o ambiente externo?

☐ Sim                      ☐ Não                      ☐ Não respondida

Para os ensaios na blindagem de RF da sala de procedimentos, qual o período de realização desses ensaios?

☐ um ano.

☐ outro período. Qual? \_\_\_\_\_

Para equipamentos de IRM com magnetos resistivos ou supercondutores, existe instalada uma unidade de interrupção do campo magnético para ser utilizada numa situação de emergência ou, no caso do supercondutor, um vazamento súbito do líquido criogênico (*quench*)?

☐ Sim                      ☐ Não

No caso de equipamentos de IRM com magnetos supercondutores, há um monitor de oxigênio com alarme audível instalado e conectado a um sistema de exaustor instalado dentro da sala de procedimentos como medida de segurança para vazamentos de criogênicos (*quench*)?

☐ Sim                      ☐ Não

Há procedimentos de verificação e análise do histórico médico do paciente e acompanhantes por meio de entrevistas e formulários para preenchimento pelo paciente ou responsável?

☐ Sim                      ☐ Não

Há diretrizes, práticas ou políticas de segurança escritas, documentadas e bem estabelecidas?

☐ Sim                      ☐ Não

Nestas diretrizes, políticas ou práticas de segurança são consideradas:

- ☐ interações do campo magnético com objetos metálicos;
- ☐ riscos potenciais de implantes metálicos e materiais no interior do paciente;
- ☐ outras considerações: \_\_\_\_\_

Há procedimentos que garantam que pessoas não vinculadas ao setor ou ao exame permaneçam fora da linha de campo magnético marginal de 0,5 mT produzida pelo equipamento de IRM?

☐ Sim ☐ Não

A instituição tem informação (disponibilizada pelo fabricante) quanto aos tipos de técnicas de imagem possíveis de produzir estimulação nervosa periférica, especificamente para a tecnologia deste equipamento de IRM?

☐ Sim ☐ Não

Utilizam-se protetores auriculares no paciente durante os exames?

☐ Sim ☐ Não

Quais dos profissionais abaixo relacionados realizam procedimentos de contraste e sedação?

☐ médico radiologista ☐ médico ☐ técnico radiologista  
☐ enfermeiro(a) ☐ outro: \_\_\_\_\_

Estes profissionais que realizam procedimentos de contraste e sedação são certificados, e com treinamento em reanimação cardiopulmonar?

☐ Sim ☐ Não

☐ alguns. Quais: \_\_\_\_\_

Há uma ambulância de transporte de emergência no caso de reações adversas sérias ocorridas pela administração de contraste e sedação ao paciente?

☐ Sim ☐ Não

Há a supervisão e/ou autorização de um médico radiologista para estes procedimentos de contraste e sedação?

☐ Sim ☐ Não

Há um programa de educação médica continuada para os procedimentos e diretrizes de segurança e a administração de agentes de contrastes injetáveis?

☐ Sim ☐ Não

☐ parcialmente. Quais? \_\_\_\_\_

Estas diretrizes, práticas ou políticas de segurança são revisadas e documentadas no mínimo uma vez por ano por um médico radiologista?

☐ Sim ☐ Não

Comentários/Observações: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACHARYA, R.; WASSERMAN, R.; STEVENS, J.; HINOJOSA, C.; 1995. **Biomedical imaging modalities: a tutorial**. Computerized Medical Imaging and Graphics. v.19, n.01(jan-fev). p.3-25.
- AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY; 1999. **Standard for Diagnostic Medical Physics Performance Monitoring of Magnetic Resonance Imaging (MRI) Equipment**. Res. 19.
- AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY; 2001. **Standard for Performing and Interpreting Magnetic Resonance Imaging**. Res.12.
- ANVISA; 2002a. **Consulta aos alertas**. Disponível em [www.anvisa.gov.br/sistec/alerta/consultaalerta.asp](http://www.anvisa.gov.br/sistec/alerta/consultaalerta.asp). (acesso em 2002).
- ANVISA, 2002b. **Guia de boas práticas de aquisição de equipamentos médico-hospitalares**. Disponível em [www.anvisa.gov.br/produtosauade/auto/boas.htm](http://www.anvisa.gov.br/produtosauade/auto/boas.htm). (acesso em 2002).
- BASTOS, J. P. A.; 1992. **Eletromagnetismo e Cálculo de Campos**. Florianópolis. Editora da UFSC. Segunda Edição.
- BEAN, J. P.; STRAUGHAN, K.; LUNT, J. A.; et al.; 1991. **Image Analysis Techniques to Quantitate Ghosting**. IEEE Colloquium on Technical Developments Relating to Clinical NMR in the UK. Biomedical Systems Group. Imperial College. London. p.1-4
- BESKOW, W. B.; 2001. **Sistema de informação para o gerenciamento de tecnologia médico-hospitalar: metodologia de desenvolvimento e implementação de protótipo**. Florianópolis. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.
- BOEDEKER, K. L.; SOLBERG, T. D.; FOGG, R. et al.; 2000. **Use of Image Fusion in Radiosurgery Treatment Planning can Reduce Systematic MR Image Distortion**. Proceedings of the 22<sup>nd</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. v.02(jul.). p.1054-1057.
- BÖRNERT, P.; 2001. **Philips perfects spiral imaging for coronary MRA**. Field Strength. Issue 12(Dez.).p.4-6.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE; 2001. **Assistência de média e alta complexidade no SUS-1995/2000**. Brasília.
- BRONZINO, J. D.; 1995. **The Biomedical Engineering Handbook**. CRC Press.
- BROWN, M. A.; SEMELKA, R. C.; 1995. **MRI Basic Principles and Applications**. Editora Wiley-Liss.

- BUSHONG, S.C.; 1995. **Manual de radiología para técnicos**. Mosby/Doyma Libros.
- CANET, D.; 1996. **Nuclear Magnetic Resonance, Concepts and Methods**. John Wiley & Sons.
- CARPIO, A.; FLORES, J. M.; 1998. **Analisis y propuesta para una gestion de mantenimiento hospitalario**. In: Anales do 1<sup>er</sup> Congreso Latinoamericano de Ingenieria Biomédica. Mazatlan, México. p. 475-480.
- CAVALIERE, V.; CIOFFI, M.; FORMISANO, A.; MARTONE, R.; 2002. **Improvements of MRI magnet design through sensitivity analysis**. IEEE Transacitons on Applied Superconductivity, v.12, n.01(mar.). p.1413-1416.
- CHEN, C.K.; CHINEH, T-D; CHEN, J-H; 1999. **Active cancellation system of acoustic noise in MR imaging**. IEEE Transacitons on Biomedical Engineering, v.46, n.02(fev.).
- CLARE, S.; 1997. **Functional magnetic resonance imaging: methods and applications**. Reino Unido. Tese de Doutorado. University of Nottingham.
- COLÉGIO BRASILEIRO DA RADIOLOGIA; 2002. **Normas básicas para inscrição no programa de selo de qualidade em ressonância magnética**. Informativo do Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem. n.177(nov.). São Paulo. p.14-18.
- DE WILDE, J.; PRICE, D.; CURRAN, J.; et al.; 2002. **Standardization of performance evaluation in MRI: 13 years' experience of intersystem comparison**. Concepts in Magnetic Resonance (Magnetic Resonance Engineering). Wiley Periodicals. v.15. p.111-116.
- DeSOTO, L. A.; HAYNOR, D. R.; CHOI, H. S.; et al.; 1989. **Three dimensional distortion in magnetic resonance images**. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society. v.12(nov.). p.494-495.
- ECRI ; 2001a. **Patient death illustrates the importance of adhering to safety preucaution in magnetic resonance environments**. (Aug.).
- ECRI; 2001b. **Healthcare Product Comparison System(HPCS): scanning systems, magnetic resonance imaging**. (May).
- ECRI; 2002. **Open and Low Field Strength versus High Field Strength Magnetic Resonance Imaging**. Disponível em [http://members.ecri.org/members/\\_elements/exec\\_brief/oexb49.html](http://members.ecri.org/members/_elements/exec_brief/oexb49.html). (acesso em 2002).
- EDUMED; 2002a. **Image quality, artifacts, and imaging parameters - Homestudy series 8800(course number 8815)**. Disponível em [www.edumed.com](http://www.edumed.com). (acesso em 2002).
- EDUMED; 2002b. **MRI patient care and safety - Homestudy series 8800( course number 8811)**. Disponível em [www.edumed.com](http://www.edumed.com). (acesso em 2002).

- EISENBERG, R. L.; 1992. **Radiology An Illustrated History**. Mosby Year Book.
- ELSTER, A. D.; 1994. **Questions and Answers in Magnetic Resonance Imaging**. Mosby-Year Book.
- FDA; 2002a. **Guidance for testing MR interaction with aneurism clips**. Disponível em [www.fda.gov/cdrh/ode/odeclip.pdf](http://www.fda.gov/cdrh/ode/odeclip.pdf). (acesso em 2002).
- FDA; 2002b. **A primer on medical device interactions with magnetic resonance imaging systems**. Disponível em [www.fda.gov/cdrh/ode/primerf6.html](http://www.fda.gov/cdrh/ode/primerf6.html). (acesso em 2002).
- FELLNER, C.; MÜLLER, W.; GEORGI, J.; et al.; 2001. **A high-resolution phantom for MRI**. Magnetic Resonance Imaging 19. p.899-904.
- FENG, Z. X.; JIANG, X. H.; HAN, S.; 1992. **The design and constrution of high field-uniformity permanent magnet system for MRI**. IEEE Transactions on Magnetics, v.28, n.01. p.641-643.
- FIRBANK, M. J.; HARRISON, R. M.; WILLIAMS, E. D.; et al.; 2000. **Quality assurance for MRI: practical experience**. The British Journal of Radiology. n.73(april). p.376-383.
- FREIMARCK, R. D.; 2001. **Magnetic Resonance Tissue Contrast Characteristics: Proton (Spin) Density, T1, and T2**. In: WOODWARD, P. MRI for Technologists. Segunda edição. McGraw-Hill. p.27-37.
- FRIEDMAN, B. R.; JONES, J. P.; CHAVES, G. et al.; 1989. **Principles of MRI**. McGraw-Hill.
- GAMMASONICS; 2002. **Eurospin MRI test objects (model 820)**. Disponível em [www.gammasonics.com/radiology/section03\\_03.htm](http://www.gammasonics.com/radiology/section03_03.htm). (acesso em 2002).
- GRAVES, M. J.; 1997. **Review article: magnetic resonance imaging**. The British Journal of Radiology, n.70, p.6-28.
- GRISWOLD, M. A.; JAKOB, P. M.; CHEN, Q.; et al.; 1999. **Resolution enhancement in single-shot imaging using simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH)**. Magnetic Resonance in Medicine, n.41, p.1236-1245.
- HEALTH DEVICES; 1998. **Hazard report: ferromagnetic sandbags are hazardous im magnetic resonance imaging (MRI) environments**. v.27, n.07(jul.).
- HERLIDOU, S.; 1999. **Caracterisation tissulaire en IRM par l'analyse de texture: etude du tissu musculaire et de tumeurs intracrâniennes**. França. Tese de Doutorado. Laboratoire de Biophysique et Traitement d'Images. Université de Picardie Jules Verne.

HUANG, Y.; SCHWARTZ, G. M.; 2001. **Relating frequency to space: the fourier transform and gradient fields.** In: WOODWARD, P. MRI for Technologists. Segunda edição. McGraw-Hill. p.39-54.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment – Part 2-33: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis.** IEC 60601-2-33:2002. Switzerland, 2002.

ITAGAKI, H.; 1993. **Improvements of nuclear magnetic resonance image quality using iteration of adaptative nonlinear filtering.** IEEE Transactions on Medical Imaging. v.12. n.12(jun.). p.322-327.

JAGANNATHAN, N. R.; 1999. **Magnetic resonance imaging (MRI): effects of electro-magnetic radiation and safety aspects.** Proceedings of the International Conference on Electromagnetic Interference and Compatibility. p.469-470.

KANAL, E.; BORGSTEDE, J. P.; BARKOVICH, A. J. et al.; 2002. **White paper on MR safety.** American Journal of Radiology. n.178 (jun.). p.1335-1347.

KASSAI, Y.; MAKITA, J.; SUGIURA, S. et al.; 1999. **Increase in FASE speed and new applications.** Medical Review. n.69 (ago.). p.32-40.

KHOO, V. S.; 2000. **MRI – “magic radiotherapy imaging” for treatment planning.** The British Journal of Radiology. n.73. p.229-233.

KOWALSKI, M. E.; JIN, J-M.; CHEN, J.; 2000. **Computation of the signal-to-noise ratio of high-freqüency magnetic resonance imagers.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering. v.47. n.11.

KOWALSKI, M. E.; JIN, J.-M.; 2001. **A numerical study of the field dependence of signal-to-noise ratio in high-field MRI.** IEEE International Symposium on Antennas and Propagation Society. v.01. p.366-369.

LERSKI, R. A.; 1988. **Performance testing of MR imaging equipment.** Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. v.01(nov.). p.311-312.

LIKAR, B.; VIERGEVER, M. A.; PERNUS, F.; 2001. **Retrospective correction of MR intensity inhomogeneity by information minimization.** IEEE Transaction On Medical Imaging, v.20. n.12. p.1398-1410.

LUFKIN, R. B.; 1999. **Manual de Ressonância Magnética.** Segunda Edição. Guanabara Koogan.

MADABHUSHI, A.; UDUPA, J. K.; 2002. **Evaluating intensity standartization and inhomogeneity corretion in magnetic resonance imaging**. Proceedings of the IEEE 28<sup>th</sup> Annual Northeast Bioengineering Conference. P.137-138.

MAKOW, L. S.; 1989. **Magnetic Resonance Imaging: A Brief Review of Image Contrast**. The Radiologics Clinics of North America: MRI of the Head and Neck. v.27. n.02(mar.). p.195-218.

McJURI, M.; SHELLOCK, F. G.; 2000. **Auditory noise associated with MR procedures: a review**. Journal of Mabnetic Resonance Imaging. n.12. p.37-45.

MOHAMED, F. B.; SIMON VINISTSKI, M. S.; GONZÁLES, C. et al.; 1997. **Image nonuniformity correction in high field (1,5 T) MRI**. IEEE 17<sup>th</sup> Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology Society. v.01. p.471-472.

NATIONAL RESEARCH COUNCIL; 1996. **Mathematics and Phisics of Emerging Biomedical Imaging**. National Academy Press.

NEMA; 2002. **Magnetic Resonance Section**. Disponível em [www.nema.org/index\\_nema.cfm/703/](http://www.nema.org/index_nema.cfm/703/). (acesso em 2002).

NYENHUIS, J. A.; KILDISHEV, A. V.; BORLAND, J. D.; et al.; 1999. **Heating near implanted medical devices by the MRI RF-magnetic Field**. IEEE Transactions on Magnetics. v.35, n.05(set.). p.4133-4135.

ORDIDGE, R. J.; FULLERTON, G.; NORRIS, D. G.; 2000. **Commentary MRI Safety Limits: is MRI safe or not?**. The British Journal of Radiology. 73. p.1-2.

PEREIRA, R. A.; 1999. **Estudo para a elaboração de um programa de controle de qualidade e segurança em serviços de medicina nuclear diagnóstica**. Florianópolis. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

PHILIPS; 2003. **Magnetic Resonance Imaging: Applications Musculoskeletal MR**. Disponível na Internet em <http://www.medical.philips.com/main/products/mri/applications/musculoskeletal/>. (acesso em 2003).

PICKER, 1997. **MR Safety Manual**. MR Technical Publications Department, Picker International. Revision D(nov.).

PODOL'SKII, A.; 2002. **Permanent-magnet assemblies for magnetic resonance imaging devices for various purposes**. IEEE Transactions on Magnetics. v.38. n.03(may). p.1549-1552.

PROTT, F. J.; HAVERKAMP, U.; WILLICH, N.; et al.; 1995. **Comparison of imaging accuracy at different MRI units based on phantom measurements**. Radiotherapy and Oncology. v.37. p.221-224.

- PULYER, Y. M.; HROVAT, M. I.; 2002. **Generation of remote homogeneous magnetic fields.** IEEE Transactions on Magnetics. v.38. n.03(maio). p.1553-1563.
- REDPATH, T. W.; 1998. **Commentary signal-to-noise ratio in MRI.** The British Journal of Radiology, July.
- RIEDERER, S. J.; 2000. **Current technical development of magnetic resonance imaging.** Engineering in Medicine and Biology Magazine, v.19. n.5, p. 34-41.
- ROEMER, R.; 2001. **Historical Perspective on Nuclear Magnetic Resonance.** In: WOODWARD, P. MRI for Technologists. Segunda edição. McGraw-Hill. p.1-12.
- SAWYER-GLOVER, A. M.; SHELOCK, F. G.; 2000. **Pré-MRI procedure screening: recommendations and safety considerations for biomedical implants and devices.** Journal of Magnetic Resonance Imaging 12. p.92-107.
- SCHAEFER, D. J.; BOURLAND, J. D.; NYENHUIS, J. A.; 2000. **Review of patient safety in time-varying gradient fields.** Journal of Magnetic Resonance Imaging, n.12. p.20-29.
- SCHMITHORST, V. J.; DARDZINSKI, B. J.; HOLLAND, S. K.; 2001. **Simultaneous correction of ghost and geometric distortion artifacts in EPI using A multiecho reference scan.** IEEE Transactions on Medical Imaging, v.20, n.06(jun). P.535-539.
- SCHWARTZ, G. M.; HUANG, Y.; 2001. **Magnetic Resonance: A Technical Overview.** In: WOODWARD, P. MRI for Technologists. Segunda edição. McGraw-Hill. p.13-26.
- SIJBERS, J.; 1998. **Signal and noise estimation from magnetic resonance images.** Bélgica. Tese de Doutorado. Departement Natuurkunde. Universiteit Antwerpen.
- SLED, J. G.; ZYDENKOS, A. P.; EVANS, A. C.; 1998. **A nonparametric method for automatic correction of intensity nonuniformity in MRI data.** IEEE Transactions on Medical Imaging. v.17. n.01(fev). p.87-97.
- SUMANAWEEERA, T. S.; GLOVER, G.; BINFORD, T. O.; et al.; 1993. **MR susceptibility misregistration correction.** IEEE Transactions on Medical Imaging. v.12, n.02. p.251-259.
- SUMANAWEEERA, T. S.; NAPEL, S.; GLOVER, G. H.; et al.; 1994. **Quantification of the geometry accuracy of MRI in tissue: a new approach using MRI itself.** IEEE Conference Record in Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference. v.03. p.1789-1793.
- WEBB, S.; 1998. **The Physics of Medical Imaging.** Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia.
- WEBER; D.; 2002. **Quality control issues in MRI.** Disponível na Internet em [http://203.3.164.46/~dlw/homepages/weber\\_docs/MRI\\_quality.html](http://203.3.164.46/~dlw/homepages/weber_docs/MRI_quality.html). (acesso em 2002).

- WEBSTER, J. G.; 1998. **Medical Instrumentation:** application and design. Terceira edição. John Wiley & Sons.
- WEBSTER, J. G.; 1988. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, John Wiley & Sons. v.3
- WENDLER, T.; LOEF, C.; 2001. **Workflow management** – integration technology for efficient radiology. Revista Medica Mundi. v.45/4(nov.).
- WESTBROOK, C.; KAUT, C.; 2000. **Ressonância Magnética Prática.** Segunda Edição. Guanabara Koogan.
- WHEELER, G. L.; 2001. **MRI Safety Concerns.** In: WOODWARD, P. MRI for Technologists. Segunda edição. McGraw-Hill. p.295-317.
- WOODWARD, P.; 2001. **MRI for Technologists.** Segunda Edição. McGraw-Hill. p.67-90.
- YEUNG, C. J.; SUSIL, R. C.; ATALAR, E.; 2002. **Modeling of RF heating due to metal implants in MRI.** IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium. v.01. p.823-826.
- YOSHIDA, K.; SUTO, Y.; SUGIHARA, S.; TOKUDA, Y.; 1996. **Assessment of the image quality and detectability of breath-hold T2-weighted imaging of liver tumors using a fast gradient MR system.** Yonago Acta Medica, v.39, p. 163-170(set.).
- YOUNG, S. W.; 1984. **Nuclear Magnetic Resonance Imaging:** Basic Principles. Raven Press.